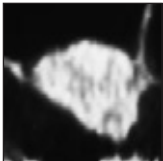


## Sinuslift mit autogenem Knochen und biokeramischem Granulat, das mit Magnesium angereichert wurde: Eine Mikro-CT-Auswertung zu 11 Patienten



Alberto Rebaudi, MD, DDS\*  
 Andrea Alberghini Maltoni, DDS, MDS\*\*  
 Michele Pretto, DChem\*\*\*  
 Stefano Benedicenti, DDS\*\*\*\*

*In 11 Kieferhöhlen wurde mit einem biokeramischem Granulat, das mit Magnesium angereichert war (SINTlife), ein Sinuslift vorgenommen. Der Knochenersatz war zusätzlich mit autogenem Knochen vermischt, der aus intraoralen Spenderarealen entnommen worden war. Die nach acht Monaten entnommenen Knochenbiopsate wurden visuell und quantitativ mit dem Mikro-CT analysiert. Die Mikro-CT-Untersuchung der transplantierten Bereiche erfolgte, weil die Röntgendichte des Knochenersatzmaterials sich von derjenigen von mineralisiertem Knochen unterscheidet. Im Mikro-CT zeigte sich eine gute Integration des Transplantats in allen behandelten Bereichen. Der getestete biokeramische Knochenersatz, der mit autogenem Knochen vermischt war, hatte anscheinend eine positive Wirkung auf den Sinuslift. Das mineralisierte Gewebe hatte einen Volumenanteil von 66 %. Die noch verbliebenen Transplantatpartikel machten 31 % des Gesamtvolumens des Biopsats aus. Die Partikel des biokeramischen Knochenersatzes waren zum größten Teil nicht resorbiert. Bei der Mikro-CT-Analyse wurden mehrere morphometrische Parameter ausgewertet. Dabei ergab sich, dass der neugebildete Knochen für die Insertion von Implantaten geeignet war. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2010;30:53–61.)*

- \* Assistenzprofessor, Universität Genua, Italien; Sekretär, Biomaterials Clinical Research Association, Pescara, Italien.
- \*\* Aktives Mitglied, Biomaterials Clinical Research Association, Florenz, Italien.
- \*\*\* Produktspezialist, Finceramica Biomedical Solutions, Faenza, Italien.
- \*\*\*\* Associate Professor, Universität Genua, Italien.

Korrespondenz an: Dr. Alberto Rebaudi, Via Fieschi 3, Genua, 16121, Italien;  
 Fax: +39(0)-10-5304903; E-Mail: al.reb@tin.it

Im unbezahnten Seitenbereich des Oberkiefers ist der Knochen von der Qualität und Quantität her häufig nicht für eine prognostizierbare Behandlung mit enossalen Dentalimplantaten geeignet<sup>1-3</sup>. Nach einem Zahnverlust im Seitenbereich werden häufig eine Resorption des Knochens und eine Pneumatisierung der Kieferhöhle beobachtet<sup>4, 5</sup>. Der Sinuslift mit unterschiedlichen Materialien<sup>2, 6, 7</sup>, wie autogenem Knochen in Blöcken aus extraoralen Spenderbereichen<sup>8</sup> oder autogenem Knochenpartikeln<sup>2, 4, 9</sup> ist meist klinisch erfolgreich. Der Sinuslift kann vor der Implantatinsertion oder gleichzeitig erfolgen<sup>2, 9-11</sup>. Die Bildung von neuem Knochen nach einem Sinuslift wurde bei Tieren<sup>12</sup> und bei Menschen<sup>13-15</sup> histologisch nachgewiesen. 1996 wurde eine Konsenskonferenz zum Thema Sinuslift<sup>4</sup> abgehalten. Dabei wurde die klinische Erfahrung von 38 Chirurgen, die bei 1007 Patienten insgesamt 3554 Implantate in den Seitenzahnbereich des Oberkiefers inseriert hatten, ausgewertet mit der Schlussfolgerung, dass der Sinuslift ein erfolgreiches Verfahren ist.

In der zahnmedizinischen Forschung wird die qualitative und quantitative Histomorphometrie als Methode zur Untersuchung der Integration von Dentalimplantaten, Biomaterialien und regenerativen

Materialien in den Knochen angewandt<sup>16, 17</sup>. Die Knochenhistomorphometrie<sup>18-21</sup> ermöglicht die Untersuchung vieler Parameter des Knochen Volumens und der Knochenstruktur, unter anderem der trabekulären Dicke (Tb.Th.), der trabekulären Separation (Tb.Sp.) und der Anzahl der Trabekel (Tb.N.) Auch dynamische Parameter wie Knochenbildung, Resorptionsrate und Knochenbalance können durch Markierung des Knochens mit Tetracyclin untersucht werden. Diese Parameter liefern nützliche Informationen zur Entwicklung des Knochengewebes während der Einheilungszeit oder nach funktioneller Belastung<sup>18-23</sup>.

Für die knochenmorphometrische Analyse werden üblicherweise zweidimensionale histologische Schnitte verwendet. Mithilfe der Stereologie kann eine dreidimensionale Darstellung (3D) erreicht werden. Um die trabekuläre Konnektivität besser untersuchen zu können, wurden weitere 3D-Verfahren vorgeschlagen<sup>24, 25</sup>. Das Mikro-CT ist eine zerstörungsfreie Alternative, mit der Knochen dreidimensional dargestellt und quantifiziert werden kann. Die 3D-Bilder haben eine höhere Auflösung und ermöglichen eine genauere Messung der trabekulären Knochenstruktur<sup>26, 27</sup>. Die vorher beschriebene histologische Aufbereitung ist nicht zerstörungsfrei<sup>28</sup> und zeitaufwendig<sup>29</sup>. Dafür liefert sie hochauflösende und kontrastreiche Bilder und bietet eine große Anzahl weiterer Untersuchungsmöglichkeiten, darunter die Zellanalyse<sup>30</sup>. Die Verwendung der Histologie in Kombination mit dem Mikro-CT ermöglicht einen besseren Einblick in die Biomaterialien<sup>31-34</sup>. Die Mikro-CT-Analyse wurde kürzlich für eine quantitative 3D-Auswertung von Knochenbiopsaten verwendet, die harte Biomaterialien aus der Kieferhöhle enthielten<sup>33</sup>, ebenso für meh-

re histomorphometrische Parameter. Die Ergebnisse waren denen vergleichbar, die mit einer Standard-Histomorphometrie erzielt werden.

Die Entwicklung von regeneriertem Knochengewebe in der Kieferhöhle muss noch aus biomechanischer Sicht geklärt werden, vor allem wenn Biomaterialien als Knochenersatz verwendet werden. Deshalb ist die Verwendung des Mikro-CT für die Analyse der dreidimensionalen Knochenarchitektur und ihrer Interaktion mit den Biomaterialien äußerst wichtig, damit die biomechanischen Implikationen des neugenerierten Knochens geklärt werden. Schließlich muss dieser Knochen fest genug sein, um eine starke funktionelle Verankerung für Implantate zu bieten. Das in der vorliegenden Studie verwendete keramische Biomaterial, das mit Magnesium angereichert war, ist im Vergleich zu Hydroxylapatit besser löslich<sup>35-38</sup>. Histologisch hat es sich als erfolgreiches Ersatzmaterial in humanen Knochendefekten nach einer Extraktion erwiesen<sup>39</sup>.

Ziel der vorliegenden Studie war es, mit dem Mikro-CT die Knochenneubildung in Biopsaten aus Kieferhöhlen zu untersuchen, in denen ein Sinuslift vorgenommen worden war. Dazu wurde ein keramisches Biomaterial, das mit Magnesium angereichert und mit autogenem Knochen vermischt war, verwendet.

### Material und Methode

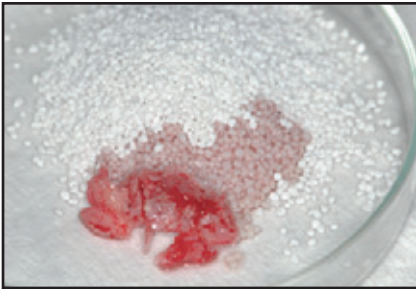
Bei 11 allgemein gesunden Patienten, die im atrophierten Seitenzahnbereich des Oberkiefers Implantate benötigten, wurde ein Sinuslift durchgeführt. Alle Patienten gaben ihre schriftliche Einwilligung nach Information. Ein keramisches Knochenersatzmaterial (SINTlife, Fin-ceramica) wurde mit 10 % autogenen Knochen-

chips vermischt, die aus intraoralen Spenderarealen entnommen worden waren (Abb. 1). Für den Zugang zur Kieferhöhle wurde chirurgisch ein laterales Fenster angelegt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Schneidermembran nicht beschädigt wurde<sup>5-9, 15, 33</sup>. Das Transplantat wurde inseriert und ein Knocheniveau von 15 bis 20 mm erreicht (Messung mit einer Parodontalsonde). Das laterale Fenster wurde mit einer Kollagenmembran (Paroguide, Vebas) verschlossen. Dem Transplantat (Deflamon) wurde noch ein Antibiotikum (Metronidazol) hinzugefügt. Der autogene Knochen diente dazu, das osteokonduktive Keramikgranulat durch zelluläre Komponenten aufzuwerten. Das erforderliche Transplantatvolumen wurde durch eine genaue Behandlungsplanung ermittelt.

Acht Monate nach dem Sinuslift erfolgte ein CT-Scan zur Untersuchung der Knochenbildung (Abb. 2). Die Implantate wurden in einem zweiten Eingriff inseriert. Dabei wurden entlang der Insertionsachse mit einem Trepanbohrer zylindrische Knochenbiopsate aus den behandelten Kieferhöhlen entnommen. Die Biopsate wurden für die histologische Analyse fixiert, an die Biomaterials Clinical Research Association geschickt und für die Mikro-CT-Untersuchung aufbereitet.

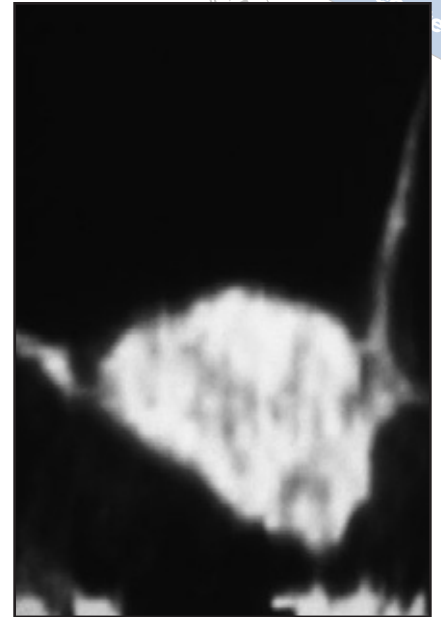
### Biopsatpräparation

Die Knochenbiopsate wurden sofort in Salzlösung gespült, in 10 % Formalin fixiert, in einer aufsteigenden Alkoholreihe dehydriert und dann in Remacryl-Harz (Istituto Sant'Orsola, Universität Bologna) eingebettet. Nach der Polymerisation konnten die nicht dekalzifizierten Biopsate mithilfe des Mikro-CT und anschließend histologisch analysiert werden.



**Abb. 1** (links) *Keramischer Knochenersatz, der mit 10 % autogenem Knochen vermischt wurde.*

**Abb. 2** (rechts) *CT-Scan, der 8 Monate nach dem Sinuslift gemacht wurde.*



### *Mikro-CT-Untersuchung*

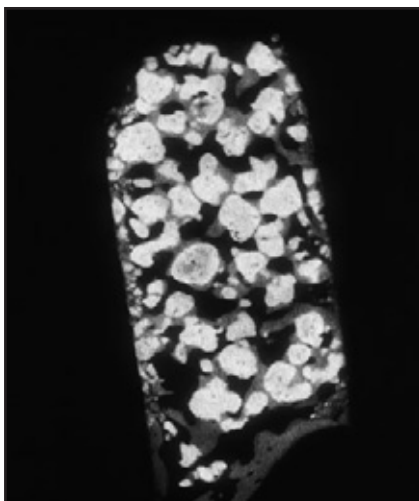
Die Biopsate wurden mit einem hochauflösenden Mikro-CT-System ( $\mu$ CT mCT40, Scanco Medical) im Mehrschicht-Modus gescannt. Jedes 3D-Bilddaten-Set bestand aus etwa 400 Mikro-CT-Schichtaufnahmen (1024 x 1024 Pixel mit 16-bit-Graustufen)<sup>27,31-34</sup>. Jede Schichtaufnahme ermöglichte eine zweidimensionale (2D) morphologische Untersuchung und morphometrische Analyse. Die Biopsate wurden mit einer x-, y- und z-Auflösung von etwa 20  $\mu$ m gescannt. Die Voxelgröße betrug 15 x 15 x 15  $\mu$ m<sup>3</sup>. Die Scanzeit für jedes Biopsat betrug etwa sechs Stunden. Die Mikro-CT-Messung des Knochen-Transplantat-Interface erfolgte durch Anpassung der Graustufen-Schwellenwerte<sup>33</sup>. Das 3D-Datenset wurde durch die Verwendung zweier unterschiedlicher Schwellenwerte für den Knochen und das keramische Biomateri-

al segmentiert, um die verschiedenen Materialien voneinander getrennt darzustellen. Der erste Schwellenwert wurde für die Untersuchung von Knochen und Transplantat eingestellt, mit dem zweiten konnten die keramischen Transplantatpartikel dargestellt werden<sup>33</sup>. Der Messwert der restlichen Transplantatpartikel wurde von dem Messwert des mineralisierten Gewebevolumens (neuer Knochen + Transplantatvolumen) subtrahiert, um das Volumen des neugebildeten Knochens zu ermitteln.

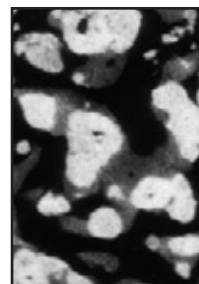
### *Morphometrische Messungen*

Folgende morphometrischen Parameter wurden vom Mikro-CT automatisch berechnet: gesamtes Biopsatvolumen (TV), Volumen des mineralisierten Gewebes (MV), Volumen der restlichen Transplantatpartikel (GV),

Konnektivitätsdichte, Tb.N., Tb.Th. und Tb.Sp. MV steht für das Volumen des mineralisierten Gewebes, also den Knochen und das Transplantat, die in den Biopsaten vorliegen. GV steht für das Volumen an restlichen Keramiktransplantatpartikeln, die noch in den Biopsaten vorhanden sind. Die Konnektivitätsdichte und die Konnektivitätsindizes (Tb.N., Tb.Th. und Tb.Sp) wurden berechnet, um einen Indikator für die Knochenstärke zu haben. Der Knochen-Transplantat-Kontakt (BGC)<sup>33</sup> wurde anhand von drei Schnitten zu jedem Biopsat manuell berechnet. So wurde die Osteokundktivität der Partikel ermittelt.



**Abb. 3** (links) Zweidimensionale Mikro-CT-Analyse eines Biopsats. Partikel des Biomaterials entwickelten sich zu einem Teil der Knochenbälkchen, die die Knochenstruktur bildeten. Die Knochenbälkchen waren koronal anscheinend dicker und apikal dünner (Vergrößerung x 8).



**Abb. 4** (rechts) Zweidimensionale Mikro-CT-Analyse eines Biopsats. Röntgenologisch waren drei unterschiedliche Dichten festzustellen: eine hohe Dichte in der Form der biokeramischen Partikel, d. h. das Granulat (weiß), eine geringere Dichte mit der typischen Morphologie mineralisierter Knochenbälkchen (grau) und eine sehr geringe Dichte, d. h. das weiche hämatopoetische, nicht mineralisierte Knochengewebe. Die meisten Keramikpartikel waren in neuen mineralisierten Knochen eingebettet (Vergrößerung x 24).

## Ergebnisse

Alle Kieferhöhlen heilten komplikationslos. Die CT-Scans, die sechs bis acht Monate nach dem Eingriff gemacht wurden, zeigten bei allen Patienten ein ausreichendes Knochenvolumen für die Implantatinsertion. Allerdings war das Niveau des neuen Gewebes gegenüber den Messungen, die am Tag des Eingriffs erfolgt waren, um etwa 10 % bis 30 % reduziert. Die durchschnittliche Differenz der Transplantathöhe betrug  $0,84 \pm 0,466$  mm (Knochenresorption).

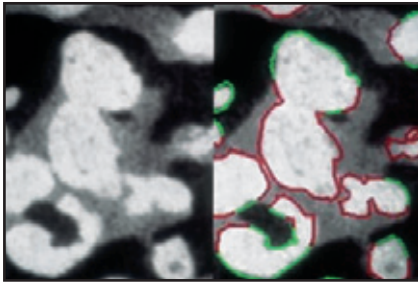
### Morphometrische Ergebnisse des Mikro-CT

Folgende Durchschnittswerte wurden ermittelt: TV (MV + GV): 66,63 % ( $\pm 15,95$  %), GV: 31,55 % ( $\pm 12,40$  %), MV: 35,08 % ( $\pm 5,87$  %), Konnektivitätsdichte: 219,42 ( $\pm 18,17$ ), Tb.N.: 5,52 ( $\pm 1,23$ ), Tb.Th.: 0,22 ( $\pm 0,03$ ) und Tb.Sp.: 0,14 ( $\pm 0,01$ ). Der BGC betrug 68 %.

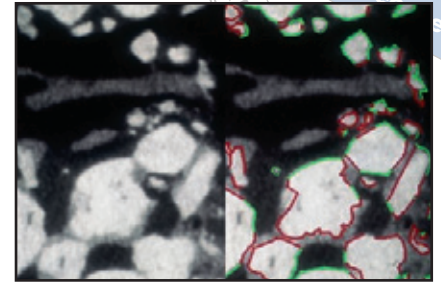
### Morphologische Beschreibung der 3D- und 2D-Mikro-CT-Bilder

Die 2D-Mikro-CT-Analyse zeigte dichten Knochen, der aus dicken Bälkchen bestand, die sehr gut miteinander verbunden waren (Abb. 3). Die 2D-Schichten unterschieden zwischen SINTlife-Partikeln und Knochen, da die Partikel röntgendichter waren als die Knochenbälkchen (Abb. 4). Große Knochenbälkchen zwischen den SINTlife-Partikeln fanden sich häufig im koronalen Teil des Biopsats. Dort erschien der Knochen reif und dicht und hatte einen höheren BGC (Abb. 5). Im apikalen Bereich der Biopsate lag um die biokeramischen Partikel häufig weiches Markgewebe vor, quer zu einigen mineralisierten dünnen Knochenbälkchen, die Faserknochen ähnelten. Der BGC war hier geringer (Abb. 6).

Die 3D-Analyse (Abb. 7) zeigte dichten Knochen mit dicken Bälkchen, die sehr gut miteinander und mit den Transplantatpartikeln verbunden waren. Im koronalen Teil der



**Abb. 5** (links) Koronaler Teil eines Biopsats. Große Bälkchen reifen und recht dichten neugebildeten Knochen standen in Verbindung zu den bio-keramischen Partikeln, die fast vollständig von Knochen umgeben und nicht resorbiert waren. Rote Kontur = Partikel in Kontakt zu mineralisiertem Knochen; grüne Kontur = Partikel in Kontakt zu weichem hämatopoetischem Knochengewebe (Knochenmark) (Vergrößerung x 30).



**Abb. 6** (rechts) Apikaler Teil eines Biopsats. Die Transplantatpartikel waren anscheinend stärker resorbiert und zu kleineren Teilen reduziert. Rote Kontur = Partikel in Kontakt zu mineralisiertem Knochen; grüne Kontur = Partikel in Kontakt zu nicht mineralisiertem Knochengewebe (Knochenmark) (Vergrößerung x 30).

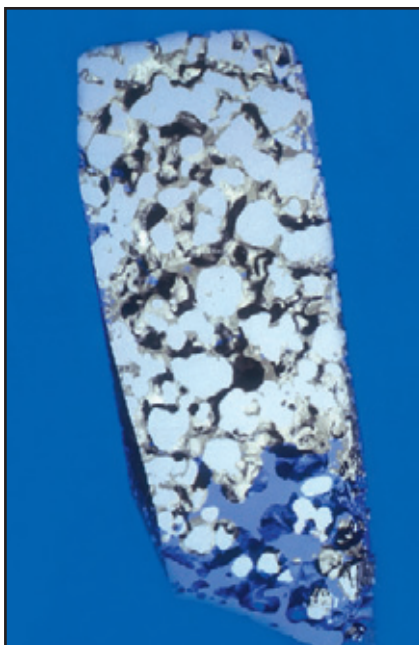
Biopsate waren die Partikel weniger dicht, kleiner oder in Teile zerfallen (Abb. 8). Im apikalen Teil hingegen waren die Partikel dichter, nicht resorbiert und fast intakt (Abb. 9). Mit einer Subtraktionstechnik<sup>32, 33</sup> wurde der Knochen verborgen, sodass untersucht werden konnte, wie sich die Partikel in dem Bereich verteilten. Der zentrale Teil der Biopsate zeigte große, dicht gelagerte Partikel, die anscheinend nicht resorbiert waren (Abb. 10). Im koronalen und apikalen Teil der Biopsate hingegen waren die Partikel häufig weniger dicht gelagert, kleiner oder in Teile zerfallen (Abb. 11).

## Diskussion

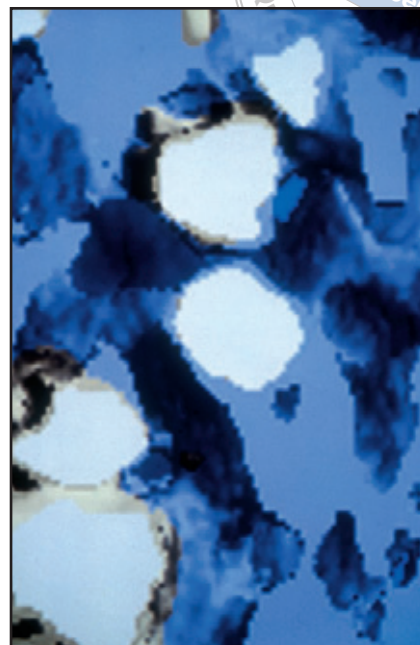
Regenerierter Knochen weist nach ein paar Monaten Heilung häufig nur eine geringe Dichte auf, je nach Länge der Einheilungszeit<sup>40</sup> und Dichte des ursprünglichen Knochens<sup>40-42</sup>. Im Seitenzahnbereich des Oberkiefers treten starke Belastungen auf, weil

sich die Seitenzähne in der Nähe des Kiefergelenks befinden<sup>33</sup>. Deshalb könnte mit einer 3D-Analyse des regenerierten Knochens nach dem Sinuslift und der Bestätigung der mechanischen Belastbarkeit besser abgeklärt werden, wie die ideale Einheilungszeit für das Transplantat und die idealen Bedingungen für die Belastung aussehen. Das Mikro-CT wurde 1989 eingeführt<sup>26</sup>. Es wurde erst in der letzten Zeit für die 3D-Darstellung der trabekulären Knochenarchitektur weiterentwickelt<sup>27, 43</sup> und validiert<sup>44</sup>. Dazu wurde in Studien eine ausgezeichnete Korrelation zur konventionellen 2D-Histologie nachgewiesen<sup>31-34, 45</sup>. Die mechanischen Eigenschaften des Knochens hängen im Wesentlichen von seiner 3D-Struktur ab<sup>27, 44-46</sup>. Sie wird anhand des Knochenvolumens und der Konnektivitätsindizes gemessen. Ziel der Knochenmessung beim Patienten ist es letztlich immer, die Knochenqualität zu ermitteln<sup>33, 42, 47</sup>. In manchen Biopsaten lag offensichtlich idealer Knochen für die Implantatinsertion

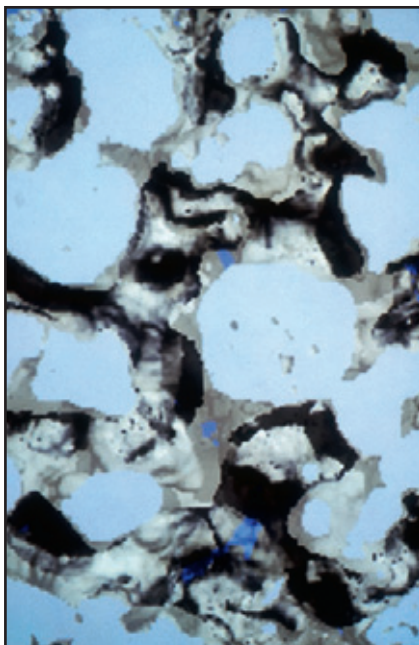
und -belastung vor, aber die Konnektivitätswerte wurden trotzdem anhand des vorhandenen mineralisierten Materials berechnet, einschließlich der harten Biomaterialpartikel. Es wird sehr wichtig sein, in zukünftigen Studien durch biomechanische Tests die Eigenschaften des Knochens zu ermitteln, der mit keramischen Biomaterialien regeneriert wurde. Ebenso muss durch klinische und histologische Studien die funktionelle Kapazität dieser Partikel getestet werden, da der Knochen einem kontinuierlichen Umbau unterliegt, um sich den auf ihn einwirkenden mechanischen Belastungen anzupassen<sup>16, 18, 19, 22, 23, 40, 42, 47, 48</sup>. Es ist allgemein bekannt, dass kommerziell erhältlicher Knochenersatz im Vergleich zu vitalem Knochen andere mechanische Eigenschaften hat. Er enthält keine Zellen, hat eine spezielle Struktur und weist ein atypisches biologisches Verhalten auf. Theoretisch wäre deshalb ein vollständig resorbierbarer Knochenersatz vorzuziehen<sup>42</sup>. In der vorliegenden Studie



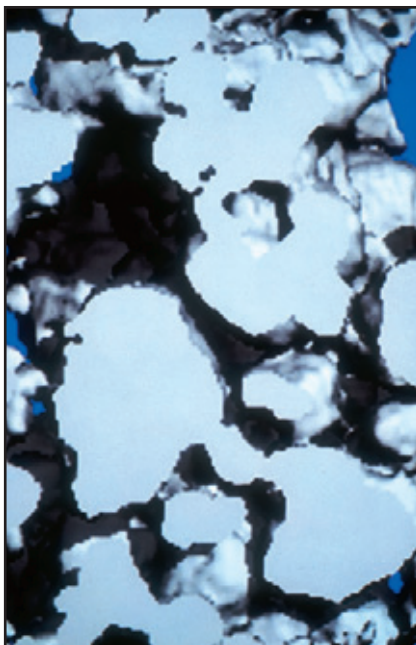
**Abb. 7** (links) 3D-Mikro-CT-Ansicht eines Biopsats. Ein Netzwerk aus dicken Knochenbälkchen war zu einer Plattenstruktur organisiert, die schräg bzw. parallel zur Knochenoberfläche des Alveolarkamms ausgerichtet und durch dünne Knochenpfeiler miteinander verbunden war. Die mineralisierte Struktur war dicht und es lagen kleine Lakunen mit Knochenmark vor. Hellblau = reife Knochenbälkchen; grau = neue Knochenbälkchen; weiß = biokeramische Partikel (Vergrößerung x 8).



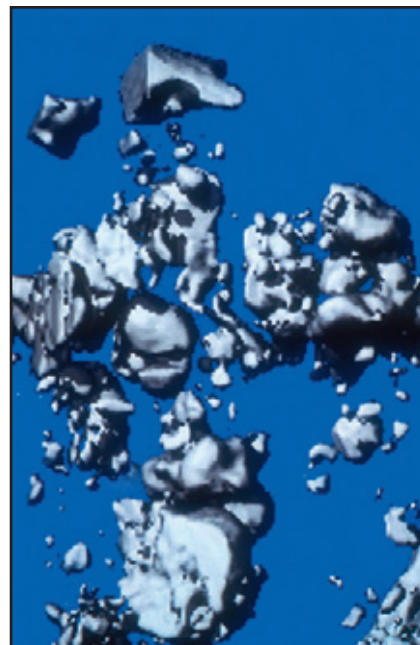
**Abb. 8** (rechts) Koronaler Teil eines Biopsats. Dichter Knochen, der aus gut verbundenen, reifen dicken Bälkchen bestand, war zu sehen (hellblau). Um manche Keramikpartikel waren auch weniger reife dünne Bälkchen (grau) zu sehen. In der Knochenstruktur waren abgerundete Biokeramikpartikel (weiß) zu erkennen. In diesem Teil des Biopsats waren die Keramikpartikel im Volumen reduziert (Vergrößerung x 25).



**Abb. 9** Apikaler Teil eines Biopsats. Die Knochenbälkchen (grau) waren dünner und unregelmäßig ausgerichtet. In die Knochenmatrix eingebettet fanden sich zahlreiche Biokeramikpartikel (weiß), die hauptsächlich in Kontakt zu mineralisiertem Knochen standen (Vergrößerung x 30).



**Abb. 10** Analyse des zentralen Teils eines Biopsats mit der Subtraktionstechnik. Das Transplantatmaterial wurde virtuell getrennt vom Knochen dargestellt, sodass nur die Keramikpartikel (Form, Dimension und 3D-Verteilung der Partikel im Raum) zu sehen waren (Vergrößerung x 30).



**Abb. 11** Analyse des apikalen Teils eines Biopsats mit der Subtraktionstechnik. Im Vergleich zur Analyse des zentralen Teils (Abb. 10) sind die Biokeramikpartikel kleiner und weniger dicht gelagert (Vergrößerung x 30).

wurde gezeigt, dass acht Monate nach dem Eingriff ein großer Teil der Partikel noch nicht resorbiert war. Vor allem im zentralen Teil des Biopsats, wo sehr viel neugebildeter Knochen vorlag, war dies offensichtlich. Im Gegensatz dazu waren die biokeramischen Partikel im koronalen Teil des Biopsats, in dem mehr neugebildeter Knochen, und apikal, wo weniger Knochen vorlag, in kleinere Teile zerfallen. Wahrscheinlich wurden die Partikel, die in den großen Knochenbälkchen lagen, durch den Knochenumbau rascher resorbiert. Das Gleiche geschah apikal, wo die Knochenbälkchen sehr dünn waren. Es müssen standardisierte histologische Untersuchungen durchgeführt werden, um dieses verblüffende Ergebnis zu erklären.

Das Volumen des neugebildeten mineralisierten Knochens betrug 35,08 %. Das gilt als ausreichend für eine prognostizierbare Implantatinsertion<sup>15, 33, 49</sup>. Dies sind bemerkenswerte Ergebnisse, die vielleicht mit den positiven Auswirkungen des verwendeten Biomaterials auf die Knochenregeneration zu erklären sind. Sie können auch durch das hinzugefügte Antibiotikum, das autogene Knochentransplantat und die Kollagenmembran, mit der das Transplantat abgedeckt wurde, positiv beeinflusst worden sein. Autogener Knochen hat aufgrund seiner vitalen Zellen und Wachstumsfaktoren sowie der chemotaktischen Aktivität nachweislich osteoinduktive Eigenschaften, wenn er einem Füllmaterial hinzugefügt wird<sup>18, 19, 22, 47, 50</sup>. Deshalb kann man nicht mit Gewissheit sagen, ob die Beimengung von autogenem Knochen zu dem Transplantat die Wirkung des Transplantatmaterials selbst vielleicht verschleiert hat. Es bedarf weiterer Studien, um diese Frage zu klären. Interessant in Bezug auf den Sinuslift ist, dass die meisten Knochenersatzmaterialien nach der

Einheilung tendenziell ein reduziertes Volumen aufweisen<sup>4</sup>. In der hier vorliegenden Patientengruppe zeigte das CT eine leichte Reduzierung der Transplantathöhe (1 bis 2,4 mm). Dies lag an der Resorption bzw. an der Anpassung der Partikel unter dem physiologischen Druck der Schneidermembran während der Funktion. Die gemessenen Werte stimmen mit den Veränderungen der Transplantathöhe überein, die 1998 von Jensen et al.<sup>4</sup> gemessen wurden. Allerdings erfolgten die früheren Messungen anhand von Panoramaröntgenaufnahmen und der Untersuchungszeitraum betrug drei Jahre. In der vorliegenden Studie wurde die Transplantathöhe während des Eingriffs mit einer Parodontalsonde erhoben. Mit dem CT wurde das Knocheniveau erst nach acht Monaten Einheilung untersucht. Deshalb ist es auch nicht möglich, die Menge der Knochenresorption zu vergleichen. Es sind weitere Studien erforderlich, um dieses interessante Phänomen genauer zu untersuchen.

Obwohl die Anzahl der analysierten Biopsate gering ist, geht aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie hervor, dass bei einem Sinuslift mit autogenem Knochen und einer mit Magnesium angereicherten Biokeramik nach nur acht Monaten eine große Menge an neuem Knochen gebildet wurde und die Einheilungszeit reduziert war. Da Knochenersatzmaterialien häufig für den Sinuslift verwendet werden, sind noch weitere Studien erforderlich, insbesondere um zu klären, ob die Materialien osteokonduktiv sind, ob sie nach der Einheilung resorbiert werden, wie ihr funktionelles Verhalten aussieht, wenn der Knochen unterschiedlichen Belastungen unterliegt, und wie sie sich im Fall einer Infektion verhalten.



## Literatur

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses*. Chicago: Quintessence, 1985:241–282.
2. Misch CE, Judy KW. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry. *Int J Oral Implantol* 1987;4(2):7–13.
3. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155–170.
4. Jensen OT, Schulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(suppl):11–45.
5. Lazzara RJ. The sinus elevation procedure in endosseous implant therapy. *Curr Opin Periodontol* 1996;3:178–183.
6. Tatum H Jr. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am* 1986;30:207–229.
7. Jensen OT. Allogeneic bone or hydroxylapatite for the sinus lift procedure? *J Oral Maxillofac Surg* 1990;48:771.
8. Blomqvist JE, Alberius P, Isaksson S. Sinus inlay bone augmentation: Comparison of implant positioning after one- or two-staged procedures. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:804–810.
9. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg* 1980;38:613–616.
10. Cawood JI, Stoelinga PJ, Brouns JJ. Reconstruction of the severely resorbed (Class VI) maxilla. A two-step procedure. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994;23:219–225.
11. Kent JN, Block MS. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1989;47:238–242.
12. Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials. A histologic study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:155–163.
13. Wheeler SL, Holmes RE, Calhoun CJ. Six-year clinical and histologic study of sinus-lift grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:26–34.
14. Szabó G, Suba Z, Divinyi T, Haris A. HTR polymer and sinus elevation: A human histologic evaluation. *J Long Term Eff Med Implants* 1992;2:81–92.
15. Wallace SS, Froum SJ, Tarnow DP. Histologic evaluation of a sinus elevation procedure: A clinical report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1996;16:47–51.
16. Garetto LP, Chen J, Parr JA, Roberts WE. Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants: A histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 1995;4:235–243.
17. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:24–30.
18. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res* 1983;(175):286–292.
19. Frost HM. The skeletal intermediary organization. *Metab Bone Dis Relat Res* 1983;4:281–290.
20. Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: A review. *Henry Ford Hosp Med J* 1983;31:3–9.
21. Parfitt AM, Mathews CH, Villanueva AR, Kleerekoper M, Frame B, Rao DS. Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *J Clin Invest* 1983;72:1396–1409.
22. Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: Indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc* 1989;68:19–24.
23. Trisi P, Rebaudi A. Progressive bone adaptation of titanium implants during and after orthodontic load in humans. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:31–43.
24. Mosekilde L. Consequences of the remodelling process for vertebral trabecular bone structure: A scanning electron microscopy study (uncoupling of unloaded structures). *Bone Miner* 1990;10:13–35.
25. Odgaard A, Andersen K, Melsen F, Gundersen HJ. A direct method for fast three-dimensional serial reconstruction. *J Microsc* 1990;159(pt 3):335–342.
26. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res* 1989;4:3–11.
27. Rügsegger P, Koller B, Müller R. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcif Tissue Int* 1996;58:24–29.
28. Donath K, Breuner G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Säge-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol* 1982;11:318–326.
29. Chappard D, Legrand E, Pascaretti C, Baslé MF, Audran M. Comparison of eight histomorphometric methods for measuring trabecular bone architecture by image analysis on histological sections. *Microsc Res Tech* 1999;45:303–312.
30. Recker RR. *Bone Histomorphometry: Technique and Interpretation*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1983.
31. Rebaudi A, Trisi P. MicroCT scan: A new technique to investigate periimplant bone (abstract 47). *Clin Oral Implants Res* 2000;11:396.
32. Rebaudi A, Koller B, Laib A, Trisi P. Micro-computed tomographic analysis of the peri-implant bone. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:316–325.
33. Trisi P, Rebaudi A, Calvari F, Lazzara RJ. Sinus graft with biogran, autogenous bone, and PRP: A report of three cases with histology and micro-CT. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:113–125.



34. Nevins ML, Camelo M, Rebaudi A, Lynch SE, Nevins M. Three-dimensional micro-computed tomographic evaluation of periodontal regeneration: A human report of intrabony defects treated with Bio-Oss collagen. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:365–373.
35. Driessen FCM. Bioceramics of calcium phosphates. In: De Groot K (ed). *Bioceramics of Calcium Phosphate*. Boca Raton, FL: CRC Press, 1983:1–32.
36. Bigi A, Falini G, Foresti E, Gazzano M, Ripamonti A, Roveri N. Magnesium influence on hydroxyapatite crystallization. *J Inorganic Biochem* 1993;49:69–78.
37. Bigi A, Marchetti F, Ripamonti A, Roveri N. Magnesium and strontium interaction with carbonate containing hydroxyapatite in aqueous medium. *J Inorganic Biochem* 1981;15:317–327.
38. Bigi A, Foresti E, Gregorini R, Ripamonti A, Roveri N, Shah JS. The role of magnesium on the structure of biological apatites. *Calcif Tissue Int* 1992;50:439–444.
39. Farina R, Scabbia A, Marzola A, Pretto M, Pressato D, Trombelli L. Valutazione istologica di apatite biomimetica sintetica in alveoli post estrattivi umani. *Implantologia* 2005;3:237–246.
40. Trisi P, Lazzara R, Rao W, Rebaudi A. Bone-implant contact and bone quality: Evaluation of expected and actual bone contact on machined and osseointegrated implant surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:535–545.
41. Trisi P, Rao W. The bone growing chamber: A new model to investigate spontaneous and guided bone regeneration of artificial defects in the human jawbone. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:151–159.
42. Trisi P, Rao W, Rebaudi A, Fiore P. Histologic effect of pure-phase beta-tricalcium phosphate on bone regeneration in human artificial jawbone defects. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23:69–77.
43. Hildebrand T, Rüeggsegger P. Quantification of bone microarchitecture with the Structure Model Index. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 1997;1:15–23.
44. Müller R, Van Campenhout H, Van Damme B, et al. Morphometric analysis of human bone biopsies: A quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 1998; 23:59–66.
45. Sennerby L, Wennerberg A, Pasop F. A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:91–94.
46. Dalstra M, Huijskes R, Odgaard A, van Erning L. Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *J Biomech* 1993; 26:523–535.
47. Roberts WE, Simmons KE, Garetto LP, DeCastro RA. Bone physiology and metabolism in dental implantology: Risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases. *Implant Dent* 1992;1:11–21.
48. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol* 2003;74:945–956.
49. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:565–577.
50. Martin RB, Burr DB. *Function, Structure and Adaptation of Compact Bone*. New York: Raven Press, 1989.