

4. Diskussion

4.1 Ausgangszustand der Prüfkörper

Die Abstrahlung der Probekörper mit Korund (Korox) oder Biokeramik (GB14/AP40) führte gegenüber den unbehandelten Probekörpern zu einer Erhöhung der Rauheits-Messwerte, der gemittelten Rautiefe R_z , dem Mittenrauwert R_a und der maximalen Rautiefe R_{max} . Dabei waren die Rauheits-Messwerte bei den mit Korund abgestrahlten Proben fast doppelt so hoch wie bei den mit Biokeramik abgestrahlten Proben. Die unterschiedliche Rauigkeit ist auf die unterschiedliche Härte von Korund und Biokeramik zurückzuführen.

Tab. 16: Rauheits-Messwerte bei verschiedenen Implantatoberflächen

Rauheits-Messwert	Autor	Messmethode						
			unbehandelt	säuregeätzt	HA	Biokeramik	TPS	abgestrahlt*
Mittenrauwert R_a	Cordioli et al. (2000)	SEM	0,29	0,62			9,1	1,26
	London et al. (2002)	Profilometer	0,28	0,63	8,4		10,1	
	Kohles et al. (2004)	Profilometer	0,37	0,70	3,35		3,76	
		Interferometer	0,33	0,73	5,37		6,09	
		SEM	1,20	2,49			5,91	
	eigene Studie		0,35			0,56		1,04
gemittelte Rautiefe R_z	Cordioli et al. (2000)	SEM	2,90	5,45			81,6	6,54
	eigene Studie		2,46			4,21		7,9
max. Rautiefe R_{max}	London et al. (2002)	Profilometer	0,31	0,69	8,8		9,5	
	eigene Studie		3,65			4,99		9,36

* mit TiO_2 bzw. Korund (Korox), SEM: Scanning Electron Microscope

Die eigenen Werte sind gut im Einklang mit den Literaturangaben (Tab. 16). Dabei ist zu berücksichtigen, dass je nach Messinstrumentarien und -techniken starke Abweichungen auftreten können (Wennerberg und Albrektsson 2000).

Die unterschiedlich behandelten Probekörper wichen, wie mit einem energiedispersiven Röntgenspektrometer (EDX) festgestellt wurde, auch deutlich in der chemischen Zusammensetzung der Oberfläche ab. Bei der unbehandelten Probe wies ein starkes Stickstoff-(N)-Signal auf eine oberflächliche Titanitrid-(TiN)-Schicht hin. Im Falle der Bearbeitung mit Korund (Korox) zeigten sich hohe Anteile von Aluminium (Al) und Sauerstoff (O). Bei den mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Probekörper waren ebenfalls die dafür typischen Elemente Phosphor (P), Calcium (Ca), Silicium (Si), Kalium (K), Natrium (Na) und Magnesium (Mg) auf der Implantatoberfläche nachweisbar. Dies zeigt, dass die Partikel bei einer Abstrahlung in die Titanoberfläche eingebunden werden.

4.2 Morphometrie des Metall-Knochen-Kontakts

Die morphometrischen Bestimmungen dieser Studie wurden nach 7, 28 und 84 Tagen durchgeführt. Nach 7 Tagen wurde noch bei keinem der Probekörper ein Implantat-Knochen Kontakt (MBC) festgestellt. Hier liegt die Vermutung nahe, dass es bei keiner der untersuchten Oberflächenmodifikationen zu einer frühzeitigen Aktivierung des Remodellingprozesses kam. Es kann wie in anderen Fällen von einer normalen Einheilphase ausgegangen werden.

Nach 28 Tagen hatten die Einheilung und das Knochenwachstum begonnen. Bei den unbehandelten Probekörpern wurden in 3 von 5 Fällen und bei den mit Korund oder Biokeramik abgestrahlten Probekörpern in jeweils 4 von 5 Fällen Implantat-Knochen-Kontaktbereiche festgestellt. Der MBC lag in der Regel unter 10 %.

Obwohl nach Oonishi et al. (1997) ein schnelleres Anwachsen von Knochen an Bioglass-Oberflächen erwartet wurde, scheint es während des Strahlprozesses zu einer Veränderung der impaktierten Teilchen zu kommen, die die Ursache für die verzögerte Knochenreaktion sein könnten. Als weitere Ursache käme auch in Betracht, dass die

Konzentration an Biomaterial nach dem Abstrahlen weitaus geringer ist, als bei einer Beschichtung (Sun et al. 2001).

Der größere initiale MBC-Anteil bei den mit Biokeramik oder Korund bestrahlten gegenüber den unbehandelten Probenkörpern ist auf deren größere Oberflächenrauigkeit zurückzuführen. Der MBC ist an raueren Oberflächen im Vergleich zu einer weniger raueren Oberflächen zunächst größer. Es wird darauf verwiesen, dass dies für die erste Phase des Knochenwachstums von Bedeutung ist (Gross 1993). In-vitro Untersuchungen von Anselme et al. (1997) mit Osteoblastenkulturen zeigten, dass in Abhängigkeit von der Oberflächenrauheit an der raueren Oberfläche zunächst deutlich mehr Zelladhäsion beobachtet wurde, als an polierten Oberflächen. Nach 14 Tagen stieg die Adhäsion an den polierten Oberflächen ebenfalls deutlich an, so dass sich die anfänglichen Unterschiede mit der Zeit angleichen. Steflik et al. (1999) stellten fest, dass die mineralisierte Matrix in die Poren der Hydroxylapatitbeschichtung einwächst und Osteocyten enthält. Somit kommt ein sehr enger Kontakt zwischen der Hydroxylapatitbeschichtung und Knochen zustande.

Möglicherweise kann durch die Gestaltung der Oberflächenrauheit gezielt auf die Initialphase des Integrationsprozesses Einfluss genommen werden. Dies deckt sich auch mit den Untersuchungen von Rubo de Rezende et al. (1993) an Kaninchen. Diese stellten fest, dass an makroskopischen Strukturen, wie Schraubengänge, der MBC mit einer geringen Verzögerung von 6 Wochen zunimmt aber nach 12 Wochen keine Unterschiede zwischen glatten Implantaten und Schraubenimplantaten mehr zu beobachten sind. In vorgenannten Studien wurde nach einer Liegezeit von einem Jahr keine Unterschiede im MBC zwischen unbehandelten und elektropolierten Titanoberflächen gefunden, trotz Unterschieden in der Rauheit, die in der initialen Phase eine Rolle spielten. Für den Vergleich der Wirkung unterschiedlich modifizierter Implantatoberflächen sind daher ausreichend lange Liegezeiten erforderlich.

Das Knochenwachstum setzte sich nach dieser Studie mit zunehmender Liegedauer fort. Nach 84 Tagen lag bereits in allen Fällen ein MBC vor. Bei den unbehandelten Probenkörpern lag der MBC in 3 von 4 Fällen unter 11 %. Dagegen lag der MBC bei den mit Korund (Korox) abgestrahlten Proben im Bereich von 31 % bis 65% und bei den mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Proben zwischen 53 % und 77 %. Somit ist an

der maschinenbearbeiteten Oberfläche der geringste Knochenzuwachs zu verzeichnen. Deutlich höher ist der Knochenzuwachs bei den mit Korund abgestrahlten Probenkörpern. Das größte Wachstum wurde bei den mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Probenkörpern festgestellt.

Ob die Rauheitsunterschiede zwischen der mit Biokeramik (GB14/AP40) und der mit Korund (Korox) abgestrahlten Oberfläche wesentlichen Einfluss auf den MBC hat, ist nicht eindeutig zu beantworten. Die zeitlichen Verläufe weisen auf eine Sättigung bzw. ein Maximum des MBC hin. Ähnliche Ergebnisse wurden von Wennerberg et al. (1997b) und van Campenhout et al. (1997) beschrieben.

Es spricht einiges dafür, dass für das Knochenwachstum nicht nur die Oberflächenrauigkeit eine Rolle spielt. Die biologische Antwort des Gewebes im Implantatlager läuft nach Stanford und Keller (1991) in zwei Phasen ab:

1. Unmittelbar nach der Insertion des Implantats kommt es zu molekularen Abscheidungen von Proteinen auf der Implantatoberfläche.
2. Darauf folgen das Zellattachement, Zellbewegung und Zelldifferenzierung.

Es liegt nahe, dass das Implantatmaterial diese Prozesse beeinflusst. So kann davon ausgegangen werden, dass sowohl die Art des Implantatmaterials als auch dessen physikalische und chemische Eigenschaften dabei eine wesentliche Rolle spielen. Dass bei den mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Probenkörpern höchste Knochenwachstum könnte mit der Impaktierung der Partikel zusammenhängen, die offenkundig das Knochenwachstum zusätzlich fördern.

Eine aktive Beeinflussung der Mineralisation durch bioaktive Keramiken zeigte sich in mehreren Studien. So wird z.B. TCP (Tri-Kalziumphosphat) resorbiert und mit neuem Knochen bedeckt (Driessens et al. 1992). Hier wird darauf hingewiesen, dass die Bildung neuen Knochens ebenfalls auf der Keramikoberfläche beginnt. Damit wird die Annahme gestützt, dass die in der Implantatoberfläche eingelagerten Keramikpartikel als Remodellationskeime für die Bildung neuen Knochens wirken.

Mit Bioglass 45S5 wird im Vergleich zu HA eine schnellere Knochenreaktion induziert (Oonishi et al. 1997). Ein positiver Einfluss von Bioglass 45S5-Eluat auf das Wachstum und die Differenzierung von undifferenzierten Stammzellen oder Osteoblastenvorstufen wurde ebenfalls beschrieben (Xynos et al. 2001). Da die Elemente in den Biokeramik-

Partikeln (GB14AP40) denen von Bioglass 45S5 sehr ähnlich sind, werden die eigenen Ergebnisse gestützt.

Auch unter Berücksichtigung der Auslaugungsversuche von Pischzik (2003) scheint die Annahme gerechtfertigt, dass impaktierte Partikel aus der Oberfläche herausgelöst werden. Die in der Nähe der Implantatoberfläche vorliegenden Ca- und Phosphat-Ionen aktivieren die Mesenchymalzone zur Osteoblastendifferenzierung hin. Auch Kaliumionen (K^+) sind in die Apatitmineralbildung eingebunden (Wiesmann et al. 1998). Die Osteoblasten bilden eine chemische Bindung zu den Hydroxylapatit-Partikeln (Garcia und Doremus 1992). Dies erklärt die gute Eignung von Biokeramik zur Förderung des Knochenwachstums.

Von Ban et al. (1994) wird die Wirkung von Hydroxylapatit als Kristallisationszentrum für die Präzipitation von Hydroxylapatit aus physiologischen Lösungen beschrieben. Dies könnte auch eine Erklärung für die Verzögerung der Bildung des MBC an den Biokeramik modifizierten Ti-Oberflächen sein, da die eingesetzte Glaskeramik zunächst als Kristallisationskeim für die Bildung von Hydroxylapatit fungiert, das dann wiederum als Keim der Remodellationsprozesse fungiert. Hierbei spielt sicher auch die Mikrostruktur der Hydroxylapatitschicht eine Rolle (Gross et al. 1997).

Möglicherweise erhöht sich die Oberflächenrauigkeit bei den mit Biokeramik abgestrahlten Titanoberflächen noch durch die Auflösung von impaktierten Partikeln. Obwohl hierfür keine Beweise vorliegen, wäre dies eine interessante Variante für die Erhöhung des MBC.

Für die Bewertung der im Rahmen dieser Studie gefundenen Ergebnisse des MBC in Abhängigkeit von der Oberflächenmodifikation und der Liegezeit sind die Ergebnisse von Sennerby et al. (1993) von besonderem Interesse. Sie untersuchten den Implantat-Zellkontakt in einer Zeitspanne von 3 Tagen bis zu 6 Monaten im Kaninchenmodell. Danach sinkt die Zahl der Riesenzellen mit der Zunahme der Knochenzellen mit einer Verzögerung von 7 Tagen. Im Interface werden zwei Typen von neugeformtem Knochen gefunden, die im Laufe des Remodellings miteinander verschmelzen. Der MBC nahm bis zum Ende dieser Untersuchungen zu. Dies stimmt mit Erkenntnissen über eine dauerhafte Dynamik des Knochenumbaus entlang der Grenzfläche überein. Hieraus lässt

sich schlussfolgern, dass die Knochenapposition über einen längeren Zeitraum an Titan größer ist, als an mit Hydroxylapatit beschichtetem Titan.

Somit sollte die in dieser Studie eingesetzte Technik zur partiellen Modifizierung der Implantatoberfläche mit Biokeramikpartikeln die schnellere Bildung von Knochen unterstützen sowie über die Zeit der Auflösung tatsächlich einen langanhaltenden MBC herstellen. Damit sollte auch eine langfristige Belastbarkeit zuverlässig gewährleistet sein.

Die Entstehung einer Periimplantitis ist unwahrscheinlich, da der MBC einen Anteil von mehr als 50 % erreicht und somit eine relativ dichte Umfassung des Implantates gegeben ist. Diese Vermutung müsste jedoch noch in einer weiteren Studie verifiziert werden.

Sennerby et al. (1993) fanden, dass nach 3 Tagen Osteoid noch kein mineralisierter Knochen zu finden ist. Erst nach 7 Tagen werden erste morphologische Anzeichen, durch Aufbau von Geflechtknochen gefunden. Dieser Knochen wird innerhalb der folgenden 6 bis 12 Wochen zu lamellären Knochen umgebaut.

Da im Rahmen dieser Untersuchungen keine Betrachtungen zur Struktur des Knochens angestellt wurden, können diesbezüglich auch keine Aussagen getroffen werden. Allerdings sind die hier beschriebenen Vorgänge mögliche Ursachen für die gefundenen Unterschiede bezüglich des MBC im Vergleich zur Festigkeit.

4.3 Zugfestigkeitsprüfung

Nach einer Liegedauer von 28 Tagen wurde bei den unbehandelten und mit Biokeramik abgestrahlten Probekörpern überhaupt noch keine Zugfestigkeit festgestellt und bei den mit Korund abgestrahlten Probekörpern in 2 von 5 Fällen. Nach 84 Tagen war bei den unbehandelten Probekörpern immer noch keine Zugfestigkeit vorhanden. Bei den mit Biokeramik abgestrahlten Probekörpern lag in 4 von 5 Fällen und bei den Korund abgestrahlten Probekörpern in allen Fällen eine gewisse Zugfestigkeit vor. Die mit Korund abgestrahlten Proben wiesen im Mittel eine um den Faktor 2,5 höhere Zugfestigkeit auf,

als die mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Proben. Diese Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen zur Oberflächenrauigkeit. So nimmt die Oberflächenrauigkeit von den unbehandelten Probekörpern, den mit Biokeramik und schließlich den mit Korund (Korox) abgestrahlten Probekörpern zu. Im Falle der mit Biokeramik bestrahlten Oberfläche fehlt eine vergleichbare mechanische Verankerung auf Grund der geringeren Rauheit. Offenbar spielt der MBC, der bei den mit Biokeramik abgestrahlten Probekörpern am größten war, für die Zugfestigkeit eine geringere Rolle. In unterschiedlichen Tiermodellen, Hunde, Schafe, Kaninchen, konnten Perren et al. (1988) nachweisen, dass die anfangs gefundene Knochenporosität in Implantatnähe das Ergebnis eines internen Remodelling-Prozesses des kortikalen Knochens und nur temporärer Natur ist. Die während dieser Untersuchungen gefundenen Knochenstrukturen waren sehr unterschiedlicher Natur. So wurde an Stellen, an denen trabekulärer Knochen erwartet wurde, kompakter Knochen gefunden. Es konnte auch gezeigt werden, dass in der Initialphase konzentrischer lamellärer Knochen vorliegt. Dies könnte, wie im Falle der Biokeramik abgestrahlten Oberfläche zu beachten, auf eine Art konduktiver Osteogenese zurückzuführen und die Ursache für eine verzögerte Festigkeit sein. Hierbei wandelt sich die Biokeramik zunächst in Hydroxylapatit um, mit beginnender osteoinduktiver Wirkung aufgrund der freigesetzten Ionen. Es kommt dann zum Wachstum des Knochens zur Implantatoberfläche hin, mit der Ausbildung einer Grenzfläche zwischen dem neuen und dem alten Knochen. Da der neue Knochen erst nach längerer Zeit eine dem gereiften Knochen entsprechende Festigkeit erreicht, könnte dies eine mögliche Erklärung für die reduzierte Verbundfestigkeit im Vergleich zu den mit Korund abgestrahlten Oberflächen sein.

Durch die im Laufe der Zeit stattfindende Auflösung der GB14 Anteile des Strahlgutes wird die Bildung von Osteoblasten angeregt. Gleichzeitig liegen in der Anfangsphase noch Riesenzellen vor, die an der Verarbeitung von gelösten Keramikpartikeln beteiligt sind und stellenweise den Kontakt zum Implantat hin stören. Da deren Konzentration mit der Zeit abnimmt steigt auch die Festigkeit. Dies wiederum wird durch die Art des gebildeten Knochens definiert und gibt hier aber kein einheitliches Bild.

Den REM-Aufnahmen zufolge sind im Vergleich zu den unbehandelten Oberflächen deutliche Unterschiede in der Struktur des Knochenbetts zu beobachten, wie auch auf

der Abrissfläche. Interessanterweise werden keine Rauheiten beobachtet, wie sie nach der Oberflächenbearbeitung zu erwarten gewesen wären.

Dies würde erklären, warum die Festigkeit des Knochens auf der mit Biokeramik modifizierten Titanoberfläche nicht so hoch ist, wie auf der mit Korund abgestrahlten Oberfläche. Hieraus lässt sich der Schluss ziehen, dass die Remodellation unter anderem von der Implantatoberfläche initiiert wird.

Wang et al. (1993a) beobachteten Verzögerungen von vier Wochen in der Knochenneubildung durch Auflösungserscheinung der HA-Beschichtung. Im Vergleich zu cpTi-Oberflächen wurden keine fibrösen Strukturen gefunden. Dabei wird darauf hingewiesen, dass fibröse Strukturen auch an HA-beschichteten Ti6Al4V-Legierungsflächen beobachtet wurden.

Interessant ist, dass nach Eggli et al. (1988) die Knochenbildung auch in Poren kleiner als 20 μm möglich ist. Ein Grund dafür mag darin liegen, dass kleinere Poren eine größere Oberfläche bieten, was die Ablagerung von Knochen begünstigt.

4.4 Fehlermöglichkeiten

Nach 28 Tagen wurden zwischen den Gruppen dieser Studie keine signifikanten Unterschiede im MBC ermittelt. Nach 84 Tagen bestand nur zwischen den unbehandelten und den mit Biokeramik abgestrahlten Probekörpern ein signifikanter Unterschied. Hierbei ist jedoch zum einen zu berücksichtigen, dass die Schwankungsbreite der Werte in jeder Gruppe sehr groß war und zum anderen, dass die Fallzahl mit $n=4$ oder 5 sehr klein war. Um alle sich abzeichnenden Unterschiede statistisch nachweisen zu können, wären deutlich mehr Messwerte notwendig gewesen.

Die große Schwankungsbreite der Werte könnte damit zusammenhängen, dass die Lage des Implantates sowie die der Schnitte ebenfalls einen großen Einfluss auf die MBC-Ermittlung haben. Die Sektionen wurden jedoch freihändig und damit nicht unter vergleichbaren Bedingungen vorgenommen. Hinzu kommt, dass die Lage der Implantate im Knie des Kaninchens nicht sichtbar war und somit die Schnittlinien nicht korrekt

angelegt werden konnten. Aufgrund der OP-Technik konnte damit nicht immer eine identische Position der Implantate gesichert werden.

Alle Versuche zur Zugfestigkeitsprüfung erfolgten unter vergleichbaren Bedingungen. Dennoch sind auch hier mögliche Beeinflussungen der Werte durch Fehler bei der Präparation nicht auszuschließen.

Wang et al. (1993a) zufolge können quantitative Untersuchungen nicht direkt miteinander verglichen werden, da die Knochenapposition in verschiedene Positionen im Knochen unterschiedlich ist. Für weitere Untersuchungen sollten daher die Lage der Implantate gekennzeichnet werden und auch die Präparation so gestaltet werden, dass eine Verletzung des Verbundes ausgeschlossen werden kann.

4.5 Schlussfolgerungen

Nach den Ergebnissen dieser Studie ist das Knochenwachstum um die Implantate von der Topografie und Zusammensetzung der Implantatoberfläche abhängig. Zu Beginn stellt die Rauigkeit den bestimmenden Faktor dar, der MBC war bei den mit Korund abgestrahlten Implantaten bis zum Zeitraum von 28 Tagen am größten.

Die Änderungen von Rauigkeit und Zusammensetzung sind an der weiteren Entwicklung der Implantatknochengrenzfläche beteiligt. Der größte Knochenzuwachs wurde nach 84 Tagen bei den mit Biokeramik (GB14/AP40) abgestrahlten Probenkörpern festgestellt. Offensichtlich reichen bereits kleine, lokale Punkte um die impaktierten Teilchen für die Erhöhung des Calcium- und Phosphat-Ionen Angebotes zur Anregung des Remodelling-Prozesses des Knochens aus. Die Abstrahlung von Titanoberflächen mit Biokeramik scheint daher eine geeignete Methode zu sein, um eine bioaktive Oberfläche zu schaffen. Auch über die Zeit der Auflösung der Biokeramik wird ein langanhaltender MBC hergestellt. Damit sollte die langfristige Belastbarkeit zuverlässig gewährleistet werden können.

Untersuchungen über den Einfluss der gelösten Ionenkonzentrationen sowie der notwendigen Mengen an Calcium- und Phosphat-Ionen sind in weiteren Studien durchzuführen.

Auch die Aufklärung der molekularen Mechanismen hinter dem positiven Einfluss der Biokeramik auf die Knochenentwicklung steht noch aus.

4.6 Ausblick

Die im Rahmen dieser Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse weisen darauf hin, dass längerfristige Untersuchungen erforderlich sind, um die mögliche Wirkung der mit Biokeramik modifizierten Titanoberfläche besser beurteilen zu können. Dies gilt insbesondere unter dem Gesichtspunkt der möglicherweise besseren, dauerhaften Fixierung des Implantates im Knochen und einem damit verbundenen reduzierten Knochenrückgang. So zeigten Gottlander und Albrektsson (1991) im Kaninchenversuch, dass der MBC bei unbehandelten Implantaten nach 6 Wochen geringer aber nach einem Jahr höher ist als bei mit HA-beschichteten Implantaten. Dies ist vor allem für die Prognose von Dentalimplantaten interessant, wenn man berücksichtigt, dass inzwischen Implantate mit einer Liegezeit von mehr als 10 Jahren funktionieren. Jeffcoat et al. (2003) fanden bei einer fünfjährigen randomisierten klinischen Studie am Menschen bei unbehandelten Implantaten eine Erfolgsrate von 95,2 %, bei HA-beschichteten Gewindeimplantaten von 97,9 % und bei mit HA-beschichteten zylindrischen Implantaten von 99,0 %.

Im Rahmen dieser Studie wurden einige Faktoren, die das Remodelling mit beeinflussen außer Acht gelassen. Dass die Belastungszustände diesen Prozess beeinflussen ist natürlich mit in die Betrachtungen einzubeziehen (Burger und Klein-Nulend 1999, Stanford 1999). Dass dies im Kaninchenmodell keine wesentliche Rolle spielt, wurde von Flautre et al. (1997) gezeigt. Dies gilt möglicherweise nicht für den Menschen (Brunski 1999). So sollten in weiteren Untersuchungen neben der schon erwähnten längeren Liegezeit auch andere Tiermodelle getestet werden. Weiterhin ist die Suche nach Techniken notwendig, die die Schnitttechnik als notwendige Voraussetzung für die Herstellung von Präparaten zur MBC-Bewertung ablöst.

Weiterhin bleibt aber auch zu beachten, dass neben der Untersuchung und Bewertung des MBC in der Heilungsphase die Knochenentwicklung unter Belastungsbedingungen betrachtet werden sollten (Keller 1999).

Zukünftig wird man sich auf die Untersuchung konzentrieren, die basierend auf kontrollierten Zell-Implantat-Wechselwirkungsexperimenten zu Oberflächen kommt, die für das Wachstum der Zellen optimal sind. Dies könnten Oberflächen mit integrierten Wachstumsfaktoren sein, die dann osseokonduktiv sind. Voraussetzung ist eine Verbesserung der Kenntnisse der Knochenbiologie und der Wirkungen der Implantatoberflächen und –materialien auf die Zellaktivität. Mit künftigen Oberflächentechnologien mag es dann es möglich sein, den Prozess der Osseointegration direkt zu steuern (Lazzara et al. 1999).