

Sinuslift und maxilläre Implantation

Eine retrospektive Zehnjahresstudie

**Inaugural- Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich- Wilhelms- Universität
Bonn**

**vorgelegt von
Andrea Cramer
aus Bonn**

2007

Angefertigt mit der Genehmigung der
Zahnmedizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. **Gutachter:** Prof. Dr. med. Dr. med. dent. R.H. Reich
2. **Gutachter:** Prof. Dr. med. dent. K.H. Utz

Tag der mündlichen Prüfung: 13. Februar 2007

Aus der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der
Rheinischen Friedrich- Wilhelms- Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. R.H. Reich

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn
http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert

Meinen lieben Eltern mit Dank gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Inhaltsverzeichnis	5
Einleitung.....	7
1.1 Anatomie und Physiologie des Sinus maxillaris.....	7
1.2 Verwendete Augmentationsmaterialien	10
1.3 Literaturübersicht:.....	12
2 Material und Methode	13
2.1 Patientenkollektiv.....	13
2.2 Augmentationsmaterial	14
2.3 Verwendete Implantatsysteme	15
2.4 Präoperative Diagnostik und postoperatives Recall	15
2.5 Prä- und postoperative Therapie, Operationstechnik	16
2.6 Implantatfreilegung	19
3 Ergebnisse.....	20
3.1 Statistische Untersuchungen	20
3.2 Augmentationsmaterial	21
3.3 Implantattypen und -verluste	24
3.4 Kaplan-Meier-Analyse der Implantate im Sinuslift	26
3.5 Primärstabilität.....	28
3.6 Implantatverlust in Bezug auf Geschlechtsverteilung und Rauchverhalten	30
3.7 Intraoperatives Vorliegen einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut	30
3.8 Zeitraum zwischen Sinusliftoperation und Implantation	31
3.9 Komplikationen	32
4 Diskussion	33
4.1 Der Sinuslift (Synonym : Kieferhöhlenbodenerhöhung, Sinusbodenelevation)...	33
4.2 Operationstechnik, Postoperative Therapie und Komplikationen	34
4.3 Augmentationsmaterial	42
4.4 Implantatüberleben	54
4.5 Primärstabilität und Implantatüberleben.....	62
4.6 Rauchen und Implantatüberleben.....	64
4.7 Ein- versus zweizeitiges Verfahren.....	66

5 Zusammenfassung	69
6 Literaturverzeichnis	72
7 Abbildungsverzeichnis	91
8 Abkürzungsverzeichnis	92
9 Danksagung.....	94
Lebenslauf	95

Einleitung

Die Versorgung des prothesenunfähigen, extrem atrophierten Oberkiefers mit endossalen Implantaten stellt ein häufiges Problem dar. Begründet ist dies in den atrophiebedingten Veränderungen der Oberkieferanatomie, die oft mit einer Reduktion des Knochenangebotes und Minderung der Knochenqualität einhergeht (Kramer et al., 1999).

Mögliche Ursachen für die Atrophie sind zum einen im vorzeitigen Zahnverlust durch Traumata, Extraktionen oder fortgeschrittene Parodontalerkrankungen, zum anderen in einer zunehmenden Pneumatisierung der Kieferhöhle mit folgender Absenkung des Kieferhöhlenbodens zu sehen. Durch diese zum Teil extreme Pneumatisierung des Sinus maxillaris kann die Reduktion der Knochenmenge zwischen Sinusboden und Krestum des Alveolarkammes die Möglichkeiten einer Implantatinsertion begrenzen (Olson et al., 1997). Zusätzlich erschwert die sehr spongiöse Knochenqualität, die im Bereich der palatinalen Maxilla oft nur lockere Spongiosa umgeben von einer dünnen Kortikalis aufweist (D4-Qualität), eine auf Dauer sichere Verankerung des Implantates (Kreusser und Reinhardt, 2000).

In der Vergangenheit war es oft schwierig für diese Patienten eine zufriedenstellende Funktion und insbesondere einen ausreichenden Tragekomfort durch konventionelle, herausnehmbare Teil- oder Vollprothesen zu erlangen (Garg, 1999).

1.1 Anatomie und Physiologie des Sinus maxillaris

Die größte der Nasennebenhöhlen stellt der Sinus maxillaris dar, welcher eine pyramidenförmige Struktur hat. Die Basis dieser dreiseitigen Pyramide ist gegen die Nasenhöhle und deren Spitze gegen den Processus zygomaticus gerichtet. Die Stärke der knöchernen Wände variiert je nach Größe und Ausdehnung der Kieferhöhle. Der Sinus maxillaris wird durch die obere Wand von der Orbita getrennt, die Hinterwand wird vom Tuber maxillae gebildet während die Vorderwand sich vom Orbitaboden bis zum Alveolarfortsatz des Oberkiefers erstreckt (Rosenbauer et al., 1998).

Beim vollständig bezahnten Patienten hat die Kieferhöhle eine anterior-posteriore Ausdehnung von annähernd 30 mm, in der Region des ersten Molaren eine Höhe von 30 mm bis zu 37,5 mm und eine medial- laterale Ausdehnung von 25 mm (Triplett und Schow, 1994).

Beim Erwachsenen schwankt das Volumen der Kieferhöhle von 4,5 cm³ bis zu 35,2 cm³, das Durchschnittsvolumen beträgt 15 cm³ (Ariji et al., 1994). Dies bedeutet, dass die Größe des Sinus maxillaris beträchtlich variieren kann. Es kann eine kontinuierliche Vergrößerung durch Pneumatisation stattfinden, die sich hauptsächlich mit fortschreitendem Alter und nach Zahnverlust zeigt. Die Variation des Sinusvolumens ist nicht nur individuell unterschiedlich, sondern kann auch in beiden Sinus einer Person asymmetrisch sein (Chanavaz, 1990).

Normalerweise hat der Sinus maxillaris eine konvexe untere Begrenzung mit dem tiefsten Punkt zwischen dem ersten und dem zweiten Molaren. Der Boden ist gewöhnlich von den Zahnwurzeln durch eine Knochenschicht von drei bis vier Millimetern getrennt, deren Stärke je nach Form und Größe der Kieferhöhle und nach Länge der Zahnwurzeln variiert (Chanavaz, 1990). Die durchschnittliche Höhe des knöchernen Alveolarkammes, die Distanz zwischen dem Krestum des Alveolarkammes und dem Boden der Kieferhöhle, variiert beim Erwachsenen zwischen 9,30 mm und 3,23 mm (Maximum 13,80 mm, Minimum 0,80 mm) (Cawood und Howell, 1991).

In der Literatur wird der physiologische krestal-vertikale Knochenverlust am maxillären Alveolarfortsatz mit einer Resorptionsrate von durchschnittlich 0,1 mm pro Jahr beschrieben. Diese kann aber sehr stark individuell variieren und ist am gravierendsten unmittelbar nach Zahnverlust (Watzek und Mailath-Pokorny, 2000). Zusätzlich findet ein krestaler Knochenverlust der zahnlosen Oberkieferregion bukkal statt. Dies führt dazu, dass die zentrale Portion des Kieferkammes im Sinne einer zentripetalen Resorption nach palatinal zu liegen kommt (Härle, 1991).

Häufig kommen verschieden hohe knöcherne Septen am Sinusboden vor, sogenannte Underwood-Septen (Watzek et al., 1999) mit einer Durchschnittshöhe von 7,9 mm mit einem Maximum von 17,0 mm (Ulm et al., 1995). In Extremfällen können sie den Sinus maxillaris in zwei oder sogar mehr Abteilungen mit eigener Öffnung unterteilen. Beim Vorliegen der Underwood-Septen kommt es meist zu einer erschwerten Mobilisation der Sinusmembran (Valentin et al., 2000).

Sowohl der Sinusboden als auch die mediale und laterale Kieferhöhlenwand werden von den sich dort verzweigenden großen und kleinen palatinalen Gefäßen versorgt. Sie treten durch den Canalis incisivus und anastomosieren auf der Unterseite des Gaumens

mit der A. palatina major. Diese Anastomose penetriert daraufhin den harten Gaumen. Die A. palatini major und A. palatini minor entspringen der absteigenden A. palatini, stammend aus der A. sphenopalatini (Chanavaz, 1990). Venös findet die Drainage über die V. facialis, die V. sphenopalatina, und den Plexus pterygoideus statt.

Sensibel versorgt wird die Nebenhöhlenschleimhaut aus einem Zweig der drei Endäste des N. ophthalmicus mit seinem N. ethmoidalis anterior für die Kieferhöhlenschleimhaut, die zusätzlich durch Nn. alveolares superiores aus dem N. maxillaris innerviert wird (Benninghoff, 1985; Chanavaz, 1990).

Der Sinus maxillaris ist durch die Schneidersche Membran ausgekleidet, eine am Periost der knöchernen Oberfläche befestigten Schleimhaut (Smiler et al., 1992). Sie kann nicht als separate Schicht vom Periost, dem es dicht angeheftet ist, unterschieden werden. Die Stärke dieser Membran in gesundem Zustand beträgt zwischen 0,13 mm und 0,5 mm (Drettner, 1980). Bestandteil der Schneiderschen Membran sind viellagige Schichten Zylinderepithel mit einer oberflächlichen Schicht aus zilienhaltigen und nicht zilienhaltigen Zylinderzellen, Basalzellen, schleimbildenden Becherzellen und einer Basalmembran anschließend an die Lamina propria (Herberhold, 1982).

Ein von den Becherzellen produzierter Schutzfilm, hält die Membran feucht, schützt das zilienhaltige Epithel und unterhält die mukoziliare Bewegung. Die Zilienschlagfrequenz der Fimbrien beträgt ungefähr 1000 Schläge pro Minute (Watzek et al., 1999) und ist in Richtung des Ostium naturale gerichtet. Diese anatomische Drainage der gesunden Höhle erfolgt über den mittleren Nasengang, das Ostium naso-tracheale, welches 25 - 35 mm über dem Sinusboden liegt (Smiler et al., 1992).

Um hier ein erfolgsversprechendes Implantatlager zu erlangen, sollte eine vertikale Knochenhöhe von mindestens 10 mm gewährleistet sein (Misch, 1987). So muss zur Verbesserung eines ausreichenden Implantatlagers eine solche Knochenhöhe erst geschaffen werden. Hierfür hat sich die von Tatum (1976) erstmals angegebene Technik der Kieferhöhlenbodenerhöhung (Synonym: Sinusbodenelevation, Sinuslift) in der Praxis bewährt. Bei den 1976 auf einem Implantat-Kongress in Alabama zuerst präsentierten Patientenfällen wurde eine Elevation des membranösen Kieferhöhlenbodens durchgeführt. Die Kieferhöhlenschleimhaut wurde über ein Knochenfenster auf der fazialen Fläche der Maxilla vom knöchernen Kieferhöhlenboden und der kaudal-vestibulären sowie

der Hinterwand gelöst und auf eine erhöhte, „geliftete“ Position gebracht. Der geschaffene Raum konnte mit autologem Knochen gefüllt werden.

Mittlerweile ist die Sinusbodenelevation in Kombination mit dentalen Implantaten eine standardisierte Behandlungsmethode in der prothetischen Restauration und ästhetischen Rehabilitation bei schwerwiegender Atrophie der Maxilla (Wiltfang et al., 2000).

1.2 Verwendete Augmentationsmaterialien

Zur Augmentation des Kieferhöhlenbodens wurde in der Vergangenheit eine große Anzahl von Transplantatmaterialien verwendet:

- Am längsten untersucht ist autologer Knochen in Form von avaskulären Transplantaten gewonnen vom Unterkiefer (intraoral), der Schädelkalotte, dem Tibiakopf oder vom Beckenkamm (Hirsch und Ericsson, 1991; Jensen und Greer, 1992; Khoury, 1993; Garg, 1999; Neukam und Esser, 2000; Crawford, 2001; Mc Carthy et al., 2003)
- Knochenersatzmaterialien, wie resorbierbares (Smiler et al., 1992; Furusawa und Mizunuma, 1997; Valentin et al., 2000) und nicht resorbierbares Hydroxylapatit (Chanavaz, 1990; Smiler et al., 1992), sowie beta-Tricalciumphosphat (Szabo et al., 2001; Wiltfang et al., 2002; Merckx et al., 2003)
- Demineralisierter gefriergetrockneter Knochen (DFDBA) (Smiler et al., 1992; Cosci und Luccioli, 2000)
- Heterologe Transplantate (Rosenlicht und Tarnow, 1999; Froum et al., 2002; Mazor et al., 2004).

Unterteilung der verwendeten Augmentationsmaterialien mit Angabe der Literaturquelle:

Typ		Präparate	Literatur
1. Autolog	Kortikaler Knochen	Retromolar, Kinn	Khoury et al. (1993)
			Moy et al. (1993)
			Lundgren et al. (1996)
	Spongiosa	Retromolar Bk, UK, Tuber	Crawford (2001)
			Ludwig et al. (1997)
			Blomqvist et al. (1998)
			Wilkert- Walter et al. (2002)
	Kortiko-spong. Knochen	Bk, Kinn	Mc Carthy et al. (2003)
			Khoury (1999)

		UK	Hirsch (1991)
2. Alloplastisch	Bioglas	BioGran® (Orthovita)	Furusawa et al. (1997)
			Valentin et al. (2000)
			Tadjoedin et al. (2000)
			Tadjoedin et al. (2004)
	Hydroxylapatit, phytogen	Algipore® (Friadent)	Kasperk et al. (1988)
			Osborn (1987)
	Hydroxylapatit, synthetisch	Ceros 80® (Mathys)	Roth et al. (1984)
			Taylor et al. (2002)
	Beta-Tricalciumphosphat (TCP)	Cerasorb® (Curasan)	Gruber (1999)
			Kreusser /Reinhardt (2000)
Tarnow et al. (2000)			
Szabo et al. (2001)			
Wiltfang et al. (2002)			
Merkx et al. (2003)			
	ChronOS™ (Mathys)	Eggl et al. (1987)	
3. Homolog	Demineralisierter & lyophilisierter Knochen		Merkx et al. (2003)
	Lyophilisierter Knochen		Zinner / Small (1996)
			Cosci / Luccioli (2000)
4. Xenogen, natürliches Knochen-mineral	Boviner Knochen	Bio-Oss® (Geistlich)	Lambrecht / Schiel (1999)
			Froum et al. (2002)
			Mazor et al. (2004)
		OsteoGraf/N® (Mathys)	Froum et al. (1998)
			Rosenlicht / Tarnow (1999)

Tabelle 1: Literaturübersicht über die verwendeten Augmentationsmaterialien

Das Verfahren der Sinusbodenelevation ist in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Bonn seit dem Jahre 1994 etabliert. Ziel der Qualitätssicherung ist es, etwaige Implantatverluste mit den Operationsmodifikationen oder dem Heilungsverlauf zu korrelieren, um in Zukunft Verlusten vorzubeugen bzw. die Risiken für einen solchen zu minimieren.

Die in der Literatur angegebenen, relativen Implantatüberlebensraten nach Anwendung einer Sinusliftoperation liegen zwischen 73 % (Schliephake et al., 1997) und 100 % (Kent und Block, 1989; Mazor et al., 2004).

Mit Hilfe dieser retrospektiven Studie soll geklärt werden, wie hoch die mittelfristigen und langzeitigen Überlebensraten von Implantaten im eigenem Patientenkollektiv über die in dem Zeitraum von Mai 1994 bis August 2004 durchgeführten Sinusliftoperationen zu beziffern ist. Der Einfluss der Parameter Augmentationsmaterial, Implantatzahl, Implantattyp, einzeitiges gegen zweizeitiges Verfahren soll evaluiert werden.

Für die Untersuchung wurden Daten der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn im Rahmen einer Nachuntersuchung der implantatprothetisch versorgten Patienten über einen Zeitraum von zehn Jahren zugrunde gelegt.

1.3 Literaturübersicht:

Nachfolgend werden veröffentlichte Studien aufgeführt, welche zur Validierung der klinischen Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung herangezogen wurden:

Studie (Jahr)	Augmentationsmaterial	Implantattyp	Implantanzahl	Einzeitig (ez) Zweizeitig (zz)	Sinuslift	Patientenanzahl	Beobachtungszeitraum [Monate]	Gesamtüberleben [%]
Kent / Block (1989)	Spongiosa, Beckenkamm	k.A.	54	ez	18	11	12-48	100
Gottsauner / Hardt (1993)	Kortikospong., Beckenkamm	k.A.	48	ez / zz	10	10	4-15	ez = 90 zz = 84
Khoury (1993)	Kortikospong. & i.o., HA	IMZ	63	ez	31	31	24	100
Zinner / Small (1996)	HA & DFDB	k.A.	215	ez	66	50	7-60	98
Schliephake (1997)	diverse Osteoplastiken	diverse	1007	-	-	170	120	73
Daelemans (1997)	Kortikospong.	BM	121	ez	44	33	3-80	93,4
Ludwig (1997)	Spongiosa, Beckenkamm & i.o.	BM, IMZ, BoF, Frialit	49	ez	21	17	36	95,9
Blomqvist (1998)	Kortikospong.	BM	202	zz	-	50	9-48	84,2
Lambrecht / Schiel (1999)	Algipore, autol. Knochen, Bio Oss, Ceros	ITI, BM, Frialit, HaTi	72	ez	39	38	48	-
Cosci / Luccioli (2000)	Autol. Knochen, BioBase, DFDBA	Integral	265	ez	-	237	72	-
Tadjoedin et al. (2000)	Autol. Knochen, BioGran	k.A.	72	zz	20	10	16	-
Sullivan (2001)	-	OT	174	-	-	75	72	96,6
Wiltfang et al. (2002)	Autol. Knochen, Cerasorb, PRP	k.A.	95	ez / zz	45	39	-	-
Froum et al. (2002)	Bio Oss, PRP	3i	-	zz	6	3	-	-
Davarpanah (2002)	-	diverse	1583	-	-	528	12-60	97,2
McCarthy (2003)	Beckenkamm, Mandibula	BM	79	ez / zz	27	18	19-40,5	80,3
Pinholt (2003)	Beckenkamm, Mandibula	BM, ITI	158	zz	39	25	20-67	BM = 81 ITI = 98
Mazor et al. (2004)	Autol. Knochen, Bio Oss	k.A.	276	ez	105	105	16-32	100

Tabelle 2: Literaturübersicht ausgewählter Sinusliftstudien unter Berücksichtigung der Parameter: Augmentationsmaterial, Implantattyp, -anzahl, ein- versus zweizeitig, Patientenanzahl, Beobachtungszeitraum und resultierendes Implantatüberleben [%]. BM = Brånemark, BoF = Bonefit, i.o. = intraoral, k. A. = keine Angabe, OT = Osseotite.

2 Material und Methode

2.1 Patientenkollektiv

In einem zehnjährigen Untersuchungszeitraum, von Mai 1994 bis August 2004, wurden die Daten von 144 Patienten, bei denen ein Sinuslift durchgeführt wurde, un-

tersucht. Der Hauptanteil der in dieser Studie untersuchten

Patienten war weiblich (74 %). Diesen 106 Frauen standen 38 männliche Patienten (26 %) gegenüber (Abb.1). Das Durchschnittsalter betrug insgesamt 51 Jahre und 11 Monate. Die Altersspanne reichte von 16,5 Jahren bis zu einem Alter von 75,5 Jahren.

In dem oben genannten Zeitraum von 123 Monaten wurden von den insgesamt 213 Sinusliftoperationen, 70 beidseitig und 73 unilateral durchgeführt. Von den 73 unilateralen entfallen 41 Sinusliftoperationen auf die rechte, und 32 auf die linke Seite. Insgesamt wurden 514 Implantate gesetzt.

Im einzeitigen Operationsverfahren wurden 265 Implantate simultan zum Sinuslift, im zweizeitigen Verfahren 249 Implantate inseriert. Hierbei betrug der durchschnittliche Zeitraum zwischen Transplantation des Augmentationsmaterials und der Insertion von endossalen Implantaten 7,5 Monate.

In der Regel wurden die Implantate nach einer Einheitszeit von durchschnittlich 7,24 Monaten freigelegt und prothetisch belastet.

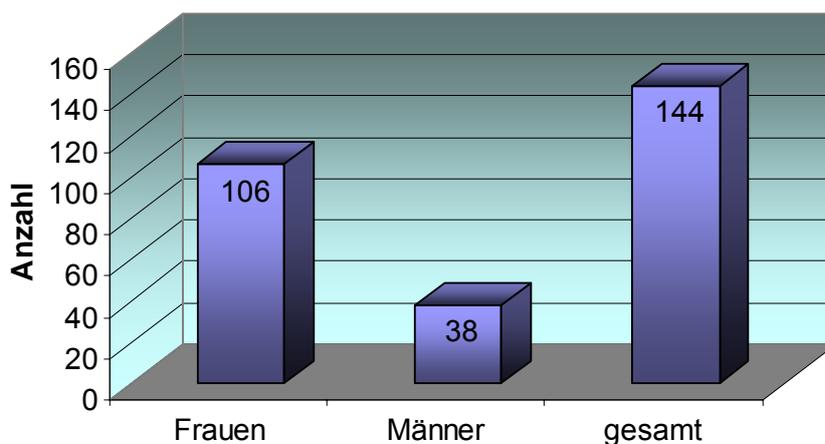


Abbildung 1: Geschlechtsverteilung

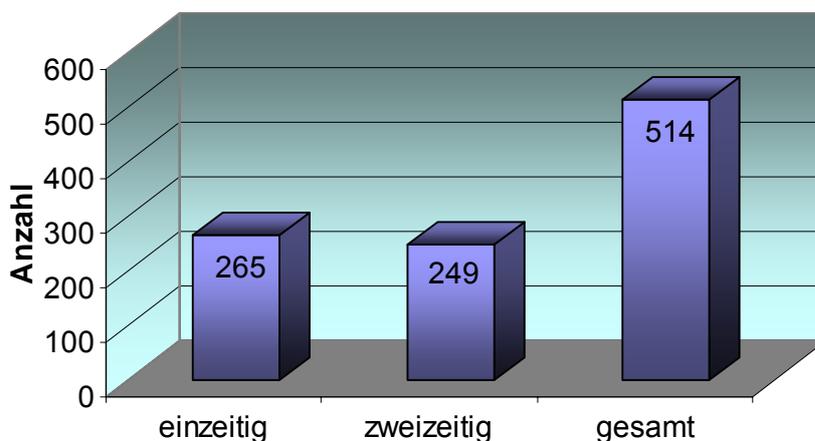


Abbildung 2: Simultane oder sekundäre Implantatinserion

2.2 Augmentationsmaterial

Für die Sinusbodenelevation wurden folgende Augmentationsmaterialien zur Schaffung eines ausreichenden Knochenlagers verwendet:

- a) Autologes Knochenersatzmaterial mit extraoraler (e.o.) Quelle vom Beckenkamm oder intraoraler (i.o.) Quelle von Kinn, Tuberositas oder aufsteigendem Ast.
- b) Alloplastisches Knochenersatzmaterial:
 - Algapore[®] (Fa. Friadent GmbH, Mannheim)
 - BioGran[®] (Fa. Orthovita, Malvern, PA, USA)
 - Cerasorb[®] (Fa. Curasan Pharma AG, Kleinostheim)
mit den Korngrößen 500 – 1000 µm und 1000 – 2000 µm
 - chronOs[™] (Fa. Mathys Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz)
mit den Korngrößen 500 – 700 µm
 - Ceros HA 80[®]/82[®] (Fa. Mathys Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz)
mit den Korngrößen 500 – 700 µm
 - HAX (Arbeitsname eines innovativen, noch nicht im Handel befindlichen Knochenersatzmaterials, das in Kombination mit CerosHA[®] oder Cerasorb[®] verwendet wurde)
- c) Xenogenes Knochenersatzmaterial bovinen Ursprungs:
OsteoGraf[®] 300 und 700 (CeraMed Dental, Idar-Oberstein)

In zahlreichen Fällen wurden zwei der oben genannten Augmentationsmaterialien kombiniert, so zum Beispiel Cerasorb[®] in Kombination mit autologem Knochen vom Beckenkamm (n=179). Aus dem gewonnenen Beckenkamm wurde nach Separation von der Kortikalis das Spongiosamaterial alleine verwendet.

Seit 1996 wurde Spongiosa zunehmend in einem Mischungsverhältnis von autologem Knochen zu Knochenersatzmaterialien von 60 % zu 40 % bis zu 50 % zu 50 % zur Augmentation des Sinusbodens eingesetzt. Der getrimmte kortikale Block wurde in den ersten Jahren zur Stabilisierung des Transplantates dem autologen Knochen beigefügt oder, so indiziert, zur Breitenaugmentation angewandt.

2.3 Verwendete Implantatsysteme

In der vorliegenden Studie der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Bonn wurden über den Beobachtungszeitraum von zehn Jahren jeweils selbstschneidende Implantatsysteme verschiedener Generationen verwendet.

Dies waren sowohl Brånemark[®] Implantate vom Typ Standard-Mk II, Mk III, Mk IV, TiUnite[®]-Mk III und TiUnite[®]-Mk IV (Fa. Nobel Biocare, Köln) als auch Osseotite[®] Implantate (Fa. 3i-Implant Innovations Inc., Karlsruhe).



Brånemark[®] MK II

TiUnite[®] MK III

TiUnite[®] MK IV

Osseotite[®]

Abbildung 3: Darstellung verwendeter Implantatsysteme.

www.nobelbiocare.com 2004; www.3i-online.com, 2004

In den ersten vier Untersuchungsjahren (1994 bis 1998) wurden fast ausschließlich Brånemark[®] Implantate vom Typ Standard-Mk II inseriert. Es folgte ab Februar 1999 eine zunehmende Anzahl Brånemark[®] Implantate des Typ Mk III und Typ Mk IV, sowie Osseotite[®] Implantate der Firma 3i. Seit dem Jahre 2000 wurden sämtliche Implantate gegen die Oberflächenrauen TiUnite[®]-Implantate Mk III und Mk IV ersetzt. Die Oberfläche der insgesamt untersuchten Implantate (n=514) war zu 67 % rau (n=345) und zu 33 % glatt (n=169).

2.4 Präoperative Diagnostik und postoperatives Recall

Präoperativ wurden zur Korrektur des der OPT-Technik immanenten Verzerrungsfaktoren zunehmend Röntgenmeßkugelaufnahmen durchgeführt um eine exaktere Beurteilung der Knochenhöhe vornehmen zu können. Neben der bildgebenden Diagnostik erfolgte, so indiziert, zusätzlich nach Abdrucknahe durch den behandelnden Zahnarzt die

Anfertigung von Situationsmodellen und die Erstellung weiterer Modelle zur Fertigung einer Bohrschablone.

Die Auswahl des Implantatsystems wurde in Rücksprache mit dem behandelnden Prothetiker getroffen.

Nach präoperativer Diagnostik wurden die jeweiligen operativen Maßnahmen geplant. Sowohl zur Planung als auch zur postoperativen Verlaufskontrolle wurden stets OPT-Aufnahmen, erforderlichenfalls auch Einzelzahnfilme, Nasennebenhöhlenaufnahmen (NNH), oder digitale Volumentomographien (DVT) mit Auswertung ad Modus SIM/Plant® (Fa. Columbia Scientific Inc., USA) angefertigt.

Die Einsicht in die ambulanten und stationären Akten diente der Datenerhebung und postoperativen Verlaufskontrolle. Im Rahmen dieser retrospektiven Zehn-Jahres Studie wurden folgende Daten zusammengetragen, katalogisiert und statistisch ausgewertet:

- a) Operationsdatum
- b) Operationsverfahren (einzeitig/zweizeitig)
- c) Augmentationsmaterial
- d) verwendete Implantatsysteme und deren Oberflächenbeschaffenheit
- e) intraoperatives Vorliegen einer Kieferhöhlenperforation
- f) Primärstabilität der inserierten Implantate
- g) Einheilungszeit der Implantate
- h) Freilegungsdatum der Implantate
- i) Beobachtungszeit [Monate]
- j) Verlust von Implantaten (Datum)
- k) Alter und Geschlecht der Patienten
- l) Rauchverhalten

2.5 Prä- und postoperative Therapie, Operationstechnik

Um dem Infektionsrisiko vorzubeugen, wurde den Patienten präoperativ am Vorabend der Operation beginnend prophylaktisch die orale antibiotische Therapie vorzugsweise mit Clindamycin 300 mg (Sobelin®, Pharmacia & Upjohn GmbH, Erlangen) verabreicht.

Zudem wurden bei Patienten, die beidseitig Kieferhöhlenbodenerhöhungen erhielten, unmittelbar vor dem operativen Eingriff 250 mg Solu-Decortin® intravenös injiziert.

Postoperativ erhielten die Patienten standardmäßig bis zum dritten postoperativen Tag einschließlich 3 x 300 mg Clindamycin per os.

Operation:

Nach Methylenblau-Tätowierung der gewünschten Implantatposition auf dem Kieferkamm wurde die primäre Inzision vorgenommen.

Beim im Oberkiefer zahnlosen Patienten wurde entweder bei wenigen Patienten im Übergang von beweglicher zu unbeweglicher Schleimhaut oder in der ganz überwiegenden Mehrzahl der Fälle crestal mit vestibulärem Entlastungsschnitt die Inzision unter Aussparung der Prämaxilla begonnen. Auch beim teilbezahnten Patienten wurde der crestale Schnitt unter Umgehung der Papillen der sich noch in situ befindlichen Nachbarzähne gewählt.

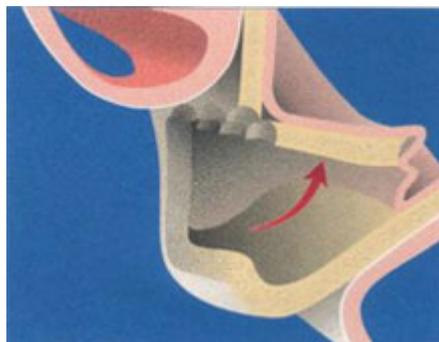
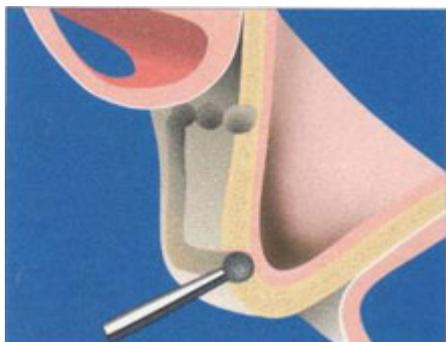


Abbildung 4: Anlegen und Einschwenken des Knochenfensters

www.perfectsmileandface.com/ZAHNIMPLANTAT_KNOCHENVERMEHRUNG.htm, 2005

Nach vorsichtiger Präparation des vestibulär gestielten Mukoperiostlappens und Darstellung des Alveolarkammes

erfolgte die Präparation der vestibulären Kieferhöhlenwand.

Unter physiologi-

scher NaCl-Kühlung wurde mit einer diamantierten Kugelfräse ein trapezförmiges Knochenfenster in die vestibuläre Knochenwand präpariert. Die kaudale Fensterbegrenzung lag hierbei möglichst 5 mm oberhalb des Krestums des Alveolarfortsatzes. Die kraniale Begrenzung wurde nur soweit geschwächt, dass das Knochenfenster gestielt an der Kieferhöhlenschleimhaut insgesamt in Richtung Sinus eingeschwenkt werden konnte. Unter sorgfältigem Ablösen der Schleimhaut folgte die Luxation des Fensters nach kra-

nial-medial unter Berücksichtigung, dass das Knochenfenster weiterhin an der Kieferhöhlenmembran gestielt blieb.

Mit speziellen Sinuslifttelevatoren erfolgte das Ablösen der Schneiderschen Membran vom Kieferhöhlenboden. Kam es trotz akkurater Operationstechnik auf Grund von Verwachsungen zu einer Perforation bzw. zum Einreißen der Schneiderschen Membran, so wurde diese einer der Defektgröße entsprechenden Deckung zugeführt. Während kleinere Perforationen durch den Überlappungseffekt des bei der Elevation entstandenen Schleimhautüberschusses gedeckt werden konnten, musste bei Fällen größerer Perforation bis zu 0,25 ml Fibrinkleber verwendet werden (Beriplast HS[®], Centeon Pharma, Dortmund). Zweimal wurden große Perforationen mit einem Titan mesh[®] (How Medica – Leibinger, Freiburg) abgedeckt.

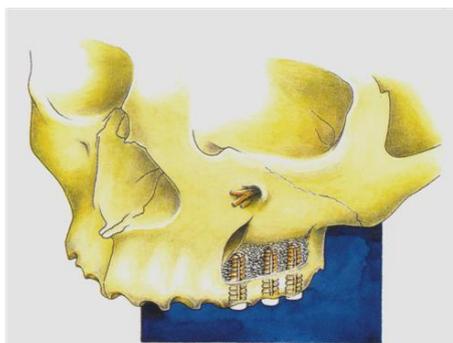
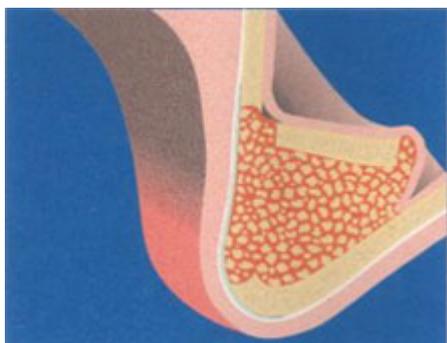


Abbildung 5:Füllung der Kieferhöhle.

www.perfectsmileandface.com/ZAHNIMPLANTAT_KNOCHENVERMEHRUNG.htm, 2005

Beim zweizeitigen Vorgehen (Implantatinsertion nach Einheilen des Augmentationsmaterials) erfolgte die Einlage des zur Augmentation gewählten Materials mit einem Raspatorium

zwischen den Kieferhöhlenboden und die Kieferhöhlenmembran bis zum Ausfüllen des Fensters, d. h. bis auf eine Höhe von ca. 13-15 mm. Beim einzeitigen Verfahren wurde erst auf der medialen und caudalen Wand der Kieferhöhle augmentiert, da diese Region nach Implantatinsertion nicht mehr erreichbar war. Nach der Implantatinsertion wurde der Rest der Augmentation bis zu einer Höhe von 13 – 15 mm durchgeführt. Hierfür wurde ein Titan- Raspatorium benutzt um die Implantatoberfläche mit ihrer Titanoxidschicht nicht zu verletzen.

Bevor der Mukoperiostlappen reponiert und speicheldicht vernäht werden konnte, wurde das entstandene Knochenfenster ab 1998 mit einer Membran bedeckt, diese wurde mit zwei bis vier Titannägeln fixiert. Die zu diesem Zweck in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie in Bonn verwendeten Membranen waren meist BioGi-

de®- (Geistlich, Baden-Baden) und in den Jahren 1998 bis 2001 Gore-Tex®-Membranen (Resolut XT, Gore, München).

2.6 Implantatfreilegung

Standardmäßig wurde bei dem einzeitigen Verfahren die Einheilungszeit von sechs Monaten bis zu einer Restknochenhöhe von 6 mm, bei geringerer Restknochenhöhe bis zu acht Monaten abgestuft. Im zweizeitigen Verfahren wurden nach fünf bis acht monatiger Einheilung des Augmentats die Implantate inseriert. Sowohl bei den simultan inserierten als auch bei den zweizeitig gesetzten Implantaten in der Sinusliftregion betrug die Einheilungsdauer im Schnitt 7,24 Monate nach Insertion. Nach dieser Zeit wurden die Implantate freigelegt und nach zwei bis sechs Wochen mit Langzeitprovisorien versorgt. Die vom jeweiligen Zahnarzt angefertigte Suprakonstruktion, z.B. eine Teleskoparbeit oder eine Stegversorgung (definitiver Zahnersatz), wurde nach weiteren acht bis zwölf Monaten eingegliedert. Die Nachuntersuchung der Patienten erfolgte in einer routinemäßigen, einmal jährlichen Wiedervorstellung.

3 Ergebnisse

3.1 Statistische Untersuchungen

Im Untersuchungszeitraum von zehn Jahren wurde zunächst ein Gesamtkollektiv von 159 Patienten und insgesamt 550 Implantaten evaluiert und analysiert.

Den geforderten Einschlusskriterien einer Mindestbeobachtungszeit von sechs Monaten entsprechend reduzierte sich das in der Auswertung berücksichtigte Kollektiv aber auf insgesamt 144 Patienten mit einer Gesamtzahl von 514 Implantaten. Die Gesamtbeobachtungszeit nach der Implantatinsertion lag im Durchschnitt bei 37,61 Monaten mit einem Maximum von 117 Monaten. Die Anzahl der Implantate pro Patient schwankte zwischen n=1 bis zu n=8 und lag im Mittel bei n=2 bis zu n=6 Implantaten.

Es erfolgte eine statistische Untersuchung unterschiedlicher Gruppen des Patientenkollektivs. Eine Klassifikation wurde zum einen nach verwendeten Augmentationsmaterialien, zum anderen nach den inserierten Implantatsystemen vorgenommen. Zudem wurde nach dem jeweiligen Geschlecht und dem Nikotinkonsum differenziert.

Ziel dieser Studie war die Analyse des Implantatüberlebens im augmentierten, atrophischen Oberkiefer unter Berücksichtigung zahlreicher Einflussfaktoren.

Folgende Parameter wurden hinsichtlich des Implantatüberlebens isoliert geprüft:

- Augmentationsmaterial / Augmentatzusammensetzung
- Implantatsystem / Implantatoberfläche
- Primärstabilität zum Operationszeitpunkt
- Raucher und Nichtraucher
- Männer und Frauen
- Vorliegen einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut

Insgesamt wurden in dem zehnjährigen Beobachtungszeitraum 514 Implantate verschiedener Typen nach erfolgter Sinusliftoperation in den Oberkiefer inseriert und mindestens sechs Monate nachkontrolliert (Abb. 8, S. 25).

3.2 Augmentationsmaterial

In den ersten drei Jahren wurde ausschließlich Spongiosa gemischt mit zerkleinerten Kortikalisanteilen als Augmentat eingesetzt. Dieses ursprüngliche Konzept der reinen autologen Knochentransplantation wurde 1997 verlassen, da sich entsprechend der damaligen wissenschaftlichen Literatur durch Zumischung von Knochenersatzmaterialien ein positiver Effekt hinsichtlich einer geringeren Resorptionsrate erzielen ließ. So kamen seit 1997 unterschiedliche Augmentationsmaterialien zusätzlich zur Anwendung (Abb. 6, S. 21). Zunächst dominierte in den Jahren 1997 und 1998 die Augmentation von Ceros HA[®], einem Hydroxylapatit. 1997 wurden in die mit Ceros HA[®] augmentierten Regionen fünf von insgesamt neun Implantaten und 1998 14 von insgesamt 26 Implantaten inseriert. In den Folgejahren überwog der Einsatz von Cerasorb[®], einem β -Tricalciumphosphat. 1999 wurden 37 von insgesamt 76 Implantaten in eine mit Cerasorb[®]

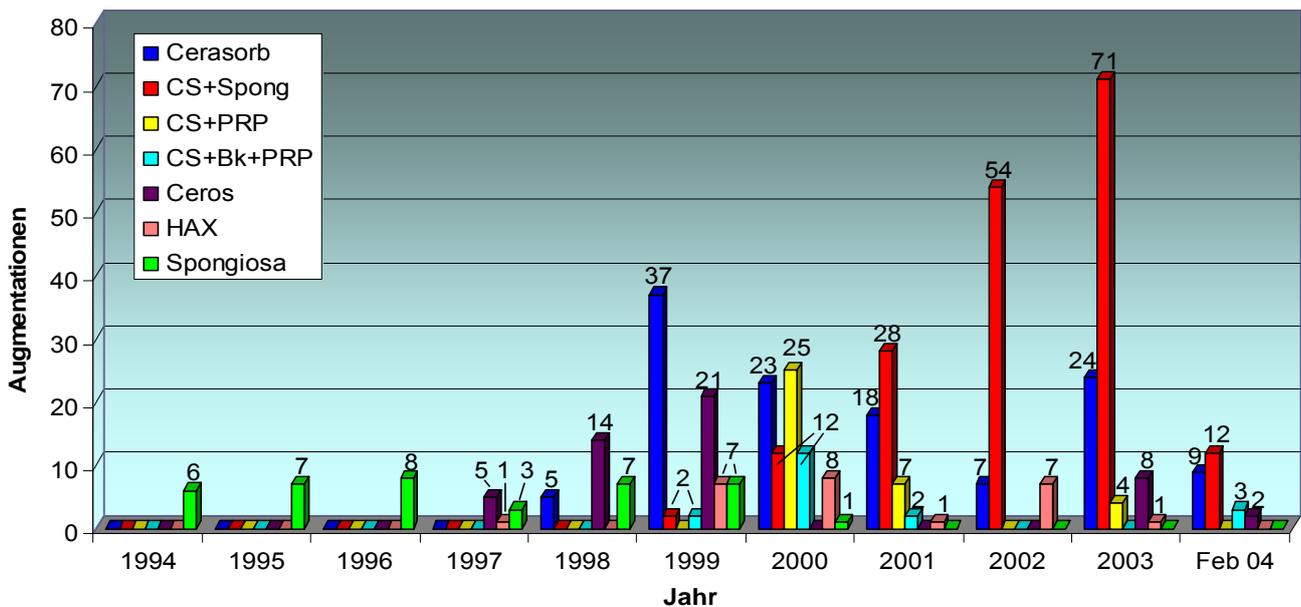


Abbildung 6: Implantatanzahl im jeweilig verwendeten Augmentationsmaterial

augmentierte Regio inseriert. Im Jahre 2000 erfolgte der Einsatz von Cerasorb[®] nahezu paritätisch ohne Zusatz (n=23 Implantate) bzw. vorübergehend auch in Kombination mit PRP (n=25 Implantate).

Ab dem Jahr 2001 überwog die Kombination aus Cerasorb[®] und Spongiosa. In ein Implantatbett mit dieser Kombination wurden 2001 28 von insgesamt 56 Implantaten, 2002 54 von 68 und im Jahre 2003 71 von insgesamt 108 Implantaten inseriert.

Eine Abhängigkeit vom Augmentationsumfang, von lokalen Schwierigkeiten oder eventuell vorhandenen Komorbiditätsfaktoren war nicht gegeben. Ab dem Jahr 2000 wurde vornehmlich eine Mischung aus Beckenkammpongiosa mit einem Knochenersatzmaterial verwendet.

Lediglich die untenstehende Analyse der unterschiedlichen Augmentationsmaterialien mit der entsprechenden Implantatzahl wurde nach Ausschluss der in zu geringer Fallzahl verwendeten Augmentationsmaterialien (Algipore[®], Biogran[®], CerosTCP[®], chronOs[™], Osteograf[®], HAX in Kombination mit autologem Knochen, Cerasorb[®] in Kombination mit HAX; insgesamt n= 43 inserierte Implantate) vorgenommen.

Folgende Materialien wurden beurteilt (Abb. 7, S. 22):

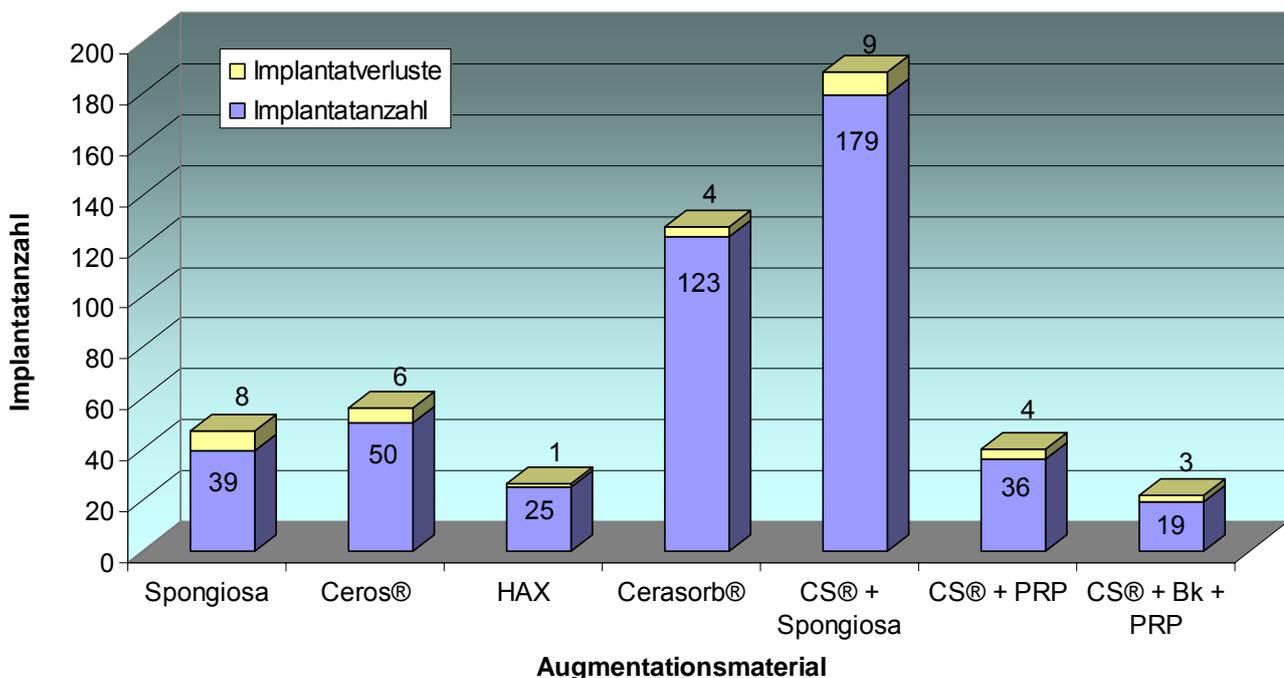


Abbildung 7: Implantanzahl und -verluste in den verschiedenen Augmentationsmaterialien

- a) autologer Knochen vom Beckenkamm (n=39 Implantate): Die Implantatüberlebensrate beträgt nach einem zwölfmonatigen Beobachtungszeitraum in diesem Kollektiv 96,2 % und sinkt bis auf 79,5 % nach 18 Monaten ab, wo sie dann ein steady state erreicht.

- b) Ceros-HA[®] ohne Zusatz von autologem Knochen (n=50 Implantate): Dieses Augmentationsmaterial birgt mit 90 % die relativ geringste Überlebensrate nach einem zwölfmonatigen Beobachtungszeitraum. In den weiteren sechs Monaten sinkt diese Zahl auf 88 % herab.
- c) HAX in Mischung mit Ceros-HA[®] (n=25 Implantate): Bei diesem Knochenersatzmaterial konnten stabile Ergebnisse erzielt werden. Sowohl nach zwölf als auch 18 Monaten beträgt die Überlebensrate 96 %, ohne einen weiteren Implantatverlust zu erleiden.
- d) Cerasorb[®] ohne Zusatz (n=123 Implantate): Von einer Überlebensrate mit 97,6 % nach zwölf Monaten sinkt diese auf 96,7 % nach einer 18 monatigen Beobachtungszeit ab, um dann konstant ohne weiteren Implantatverlust zu bleiben.
- e) Cerasorb[®] mit Spongiosagemisch (n=179 Implantate): Durch eine Beimengung von Cerasorb[®] zur autologen Spongiosa konnte deren Überlebensrate gegenüber der Verwendung von autologer Spongiosa alleine deutlich gesteigert werden. Die Überlebensrate nach zwölf Monaten wird mit 97,6 % angegeben und sinkt nach einem 18 monatigen Beobachtungszeitraum auf 95,0 %.
- f) Cerasorb[®] mit PRP (n=36 Implantate): Die Überlebensrate beträgt nach einem zwölfmonatigen Beobachtungszeitraum 94,4 % und sinkt bis auf 88,9 % nach 18-Monaten ab.
- g) Cerasorb[®] mit Beckenkamm und PRP (n=19 Implantate): Bei diesem Knochenersatzmaterial konnten stabile Ergebnisse erzielt werden. Beide Überlebensraten betragen 84,2 %, ohne einen weiteren Implantatverlust zu erleiden.

AUGMENTATE	Implantatanzahl	Implantatverluste	zensierte Fälle	%
Spongiosa	39	8	31	79,5
Ceros [®]	50	6	44	88,0
HAX	25	1	24	96,0
Cerasorb [®]	123	4	119	96,7
CS [®] + Spongiosa	179	9	170	95,0
CS [®] + PRP	36	4	32	88,9
CS [®] + Bk + PRP	19	3	16	84,2
Summe	471	35	436	92,6
Sonstige	43	0	43	
Insgesamt	514	35	479	93,2

Tabelle 3: Implantatanzahl in Bezug auf die verwendeten Augmentationsmaterialien

Die obige Tabelle zeigt die errechneten Werte für die Implantate entsprechend der verwendeten Augmentationsmaterialien. Die Differenz der in der Augmentatgruppe hier analysierten, statistisch ausgewerteten 471 Implantate (129 Patienten) zu den insgesamt beschriebenen 514 Implantaten (144 Patienten) war durch die Exklusion von 43 Implantaten (15 Patienten) aufgrund einer zu geringen Anwendungsanzahl des Augmentationsmaterials in der Sinusliftregion bedingt. Im Einzelnen betraf das folgende Augmentationsmaterialien bzw. Implantatzahlen:

- Algipore[®] (n=2 Implantate)
- Biogran[®] (n=8 Implantate)
- CerosTCP[®] (n=2 Implantate)
- chronOs[™]+ autologer Knochen (n=2 Implantate)
- Osteograft[®] (n=5 Implantate)
- HAX+ autologer Knochen (n=12 Implantate)
- Cerasorb[®]+ HAX (n=12 Implantate).

Zur Prüfung, ob sich die Untergruppen signifikant nach Berechnung des Implantatüberlebens mit der Kaplan- Meier- Methode unterscheiden wurde der Log-Rank Test durchgeführt.

Er beruht auf dem Unterschied zwischen beobachteten und erwarteten Ereignishäufigkeiten zu den einzelnen Zeitpunkten. Im vorliegenden Fall der Implantatüberlebensfunktion in Abhängigkeit vom verwendeten Augmentat zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Gruppen ($p=0,0177$). Mit den Materialien HAX, Cerasorb[®] und Cerasorb[®] in Kombination mit Spongiosa kann ein signifikant besseres Ergebnis erzielt werden als mit reiner Spongiosa.

3.3 Implantattypen und -verluste

Die während des Untersuchungszeitraumes verwendeten Implantatsysteme bzw. -typen finden sich in Abb.8, S. 25. Die Grafik lässt erkennen, dass in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie Bonn eine stetig zunehmende Zahl an Implantaten in Zusammenhang mit Sinusliftoperationen inseriert wurde.

Ab dem Jahre 1998 wurden zu den Mk II Implantaten zusätzlich Osseotite[®]- Implantate der Firma 3i mit einer säuregeätzten, rauen Oberfläche eingesetzt da sich in der damaligen Literatur die Hinweise verdichteten, dass sich mit einer rauen Implantatoberfläche eine Verminderung des Risikos eines Implantatverlustes erreichen ließ. Ab dem Jahre 2000 / 2001 wurden die verbleibenden Implantate mit polierten Oberflächen sämtlich durch TiUnite[®] Implantate der Firma Nobel Biocare ersetzt. Diese besitzen eine durch anionische Oxidation erzeugte mikrorauhe Titanoxid-Oberfläche.

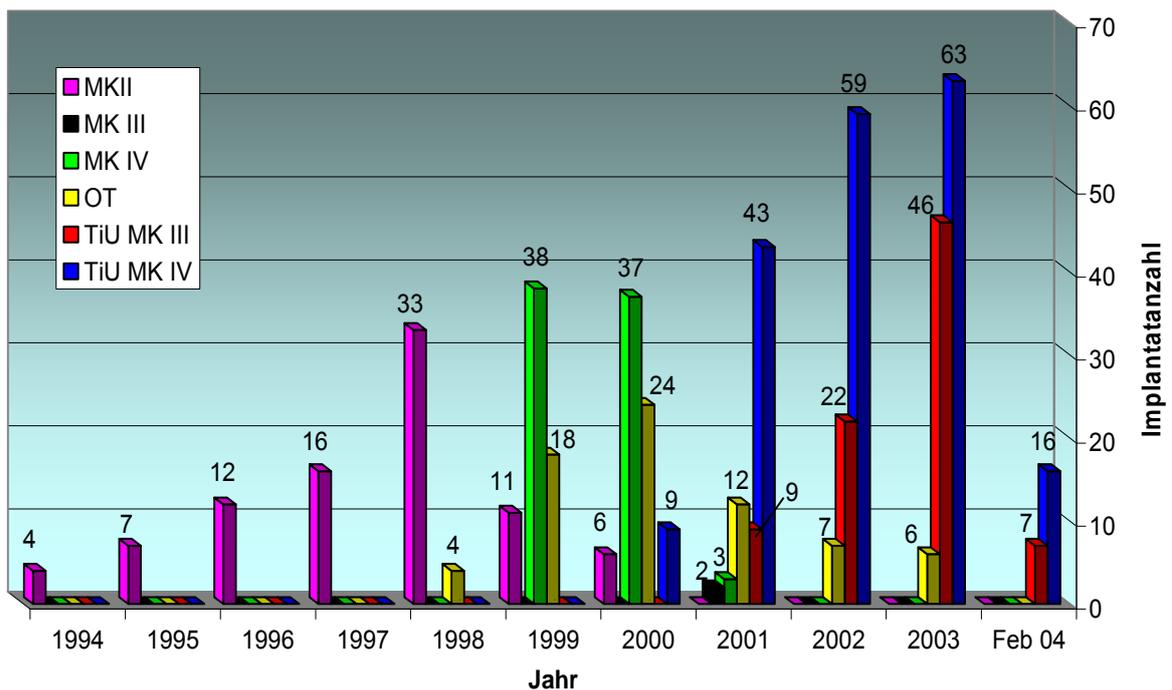


Abbildung 8: Verwendete Implantattypen im Beobachtungszeitraum (n=514)

Das Ereignis Implantatverlust in der Sinusliftregion trat bei 22 von 144 Patienten entweder einfach oder mehrfach auf. Insgesamt gingen 35 der 514 inserierten Implantate bei 22 Patienten verloren. Implantatbezogen lag die Verweildauerchance somit nach zehn Jahren bei 93,2 %, patientenbezogen bei 84,7 %. Risikostart war jeweils der Zeitpunkt der Implantatinserion.

Für die Studie wurde in Anlehnung an die Kriterien von Albrektsson (Albrektsson et al., 1986) ein Implantat als erfolgreich angesehen, wenn es klinisch fest, ohne periimplantäre Entzündungen oder röntgenologische Osteolysezeichen, schmerzfrei eingeeilt und zudem funktionell belastbar war. Wie obenstehende Abbildung 8 und Abbildung 9 (S. 26) zeigen, fanden sowohl Bränemark[®]-Implantate (Fa. Nobel Biocare[®], Köln) vom Typ

Standard-Mk II (n=89), Mk III (n=2), Mk IV (n=78), TiUnite®-Mk III (n=84), und TiUnite®-Mk IV (n=190) als auch Osseotite® Implantate (n=71) der Firma 3i(-Implant Innovations Inc., Karlsruhe) Anwendung. Die Verluste in den einzelnen Gruppen brachten keinen statistisch signifikanten Unterschied zum Vorschein. Nach 18 Monaten ergab sich eine Verweildauerwahrscheinlichkeit für Implantate der Typen Mk II von 89,9 %, Mk III von 100% (jedoch nur n=2), Mk IV von 93,6%, TiUnite®-Mk III von 97,6 %, TiUnite®-Mk IV von 95,3 % und OT von 90,1 %.

Die Auswirkung der Oberflächenbeschaffenheit der unterschiedlichen Implantattypen auf die Überlebensdauer wurde ebenfalls untersucht. Die Implantate der Firma Brånemark® vom Typ Standard-Mk II sind oberflächenglatte Implantate, während die von der Firma 3i-Implant Innovations

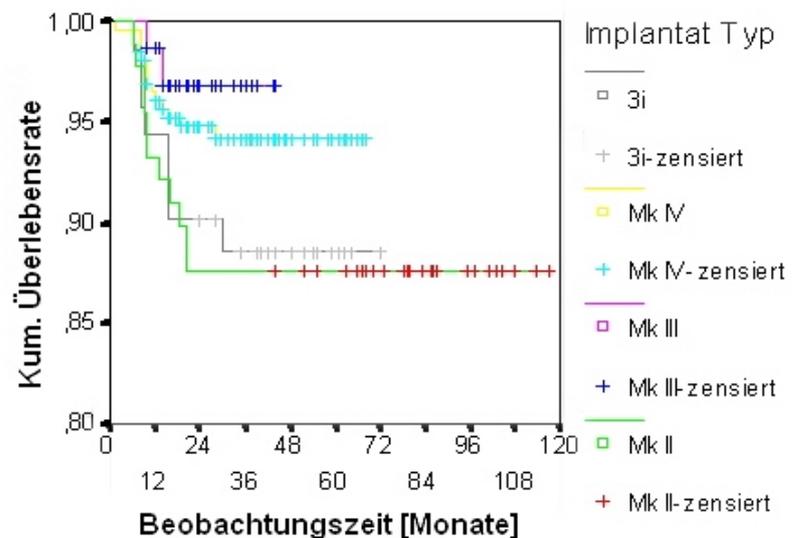


Abbildung 9: K.-M.-Analyse der verwendeten Implantattypen

verwendeten Osseotite®-Implantate eine raue Oberflä-

che besitzen. Bei den Typen Mk III und Mk IV der Brånemark®-reihe musste zusätzlich zwischen rauen TiUnite® und glatten Implantaten unterschieden werden. Insgesamt wurden n=169 glatte und n=345 raue Implantate in diese Studie mit einbezogen. Es konnte ein statistisch signifikant besseres Ergebnis bei den Implantaten mit einer rauen Oberfläche festgestellt werden (p=0,003). Während die kumulative Zwölf-Monats-Überlebensrate eine Differenz von 3,8 % (97,2 % für raue im Gegensatz zu 93,4 % für glatte Implantate) aufweist, vergrößert sich diese Differenz in den folgenden sechs Monaten auf 6 % (96,1 % für raue Implantate gegen 90,1 % für glatte Implantate).

3.4 Kaplan-Meier-Analyse der Implantate im Sinuslift

Bei der Kaplan-Meier-Analyse werden immer dann, wenn ein Implantatverlust eintritt, die Überlebenswahrscheinlichkeiten der noch in situ befindlichen Implantate neu berechnet.

Dabei wird zusätzlich auch zwischen Fällen unterschieden, bei denen das Ereignis Implantatverlust eintritt und den so genannten zensierten Fällen, bei denen das Ereignis Implantatverlust bis zum Ende des Beobachtungszeitraumes nicht eingetreten ist. Am Ende des zehnjährigen Beobachtungs-

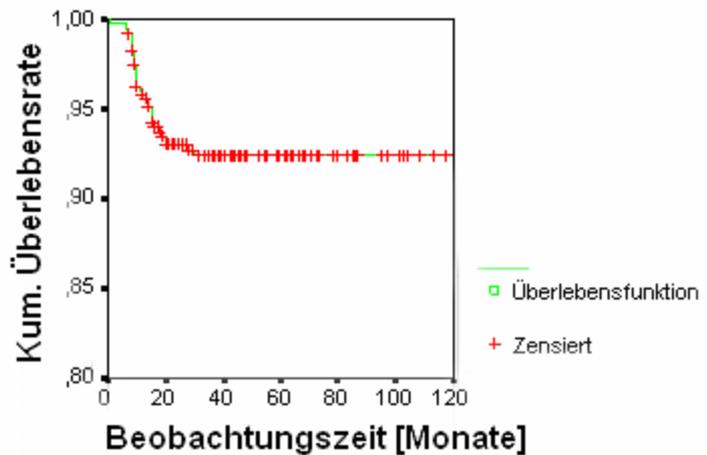
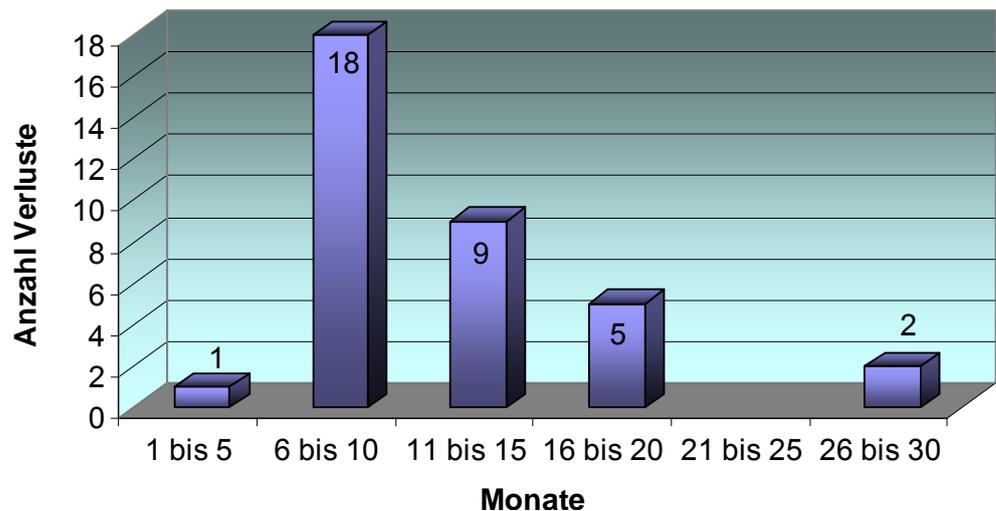


Abbildung 10: K.-M.-Analyse der Gesamtimplantanzahl

lan-Meier-Analyse für das Kollektiv der insgesamt bewerteten 514 berücksichtigten Implantate eine Verweilwahrscheinlichkeit von 93,2%.

Bei Betrachtung der Grafik zur Überlebensrate aller gesetzten Implantate (Abb. 10, S.26) fällt auf, dass diese durch die frühen Implantatverluste innerhalb der ersten zwölf Monate schnell auf 95,9 % fiel, um sich vor Beendigung des zweiten Jahres asymptotisch einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 93,2 % zu nähern. Für alle Implantate galt somit eine relativ hohe Verlustrate in der Einheilungszeit bis zu zehn Monaten. Anhand der Gegenüberstellung Implantatverluste gegen den Verlustmonat nach Insertion war ein deutliches Maximum im Bereich zwischen dem sechsten und dem zehnten Monat nach Insertion zu erkennen. Alleine in diesem Zeitraum mussten 51 % (18 von 35) der verlorenen Imp-

lantate explantiert bzw. entfernt werden, davon allein sechs im zehnten Monat. In den folgenden, also vom elften bis zum 15. Monat der Beobachtungszeit,



gingen weitere 26 % (9 von 35) ver-

Abbildung 11: Häufigkeitsverteilung der Verluste bezogen auf den Beobachtungszeitraum

loren. Die postprothetische Verlustrate hingegen war extrem niedrig.

Die folgende Tabelle (Tab. 4, S. 28) gibt eine Übersicht aller in die Sinusliftregion inserierten Implantate und deren kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier. Angegeben ist darüber hinaus die relative Verlustrate in Prozent, hinsichtlich der Parameter:

- Implantate, die insgesamt gesetzt wurden
- Implantattypen
- Primärstabilität
- Augmentationsmaterial

	Implantate in SL Region	Verluste in SL Region	Kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit	Verlust in %
Insgesamt	514	35	93,1	6,8
Implantattyp				
Mk II	89	11	89,9	12,4
Mk III	2	0	100,0	0,0
Mk IV	78	5	93,6	6,4
TiUnite Mk III	84	2	97,6	2,4
TiUnite Mk IV	190	9	95,3	4,7
OT 3i	71	8	90,1	11,3
Stabilität				
ps	481	32	-	6,7
fraglich ps	22	1	-	4,5
nicht ps	11	2	-	18,2
Augmentationsmaterial				
Spongiosa	39	8	84,6	20,5
CS	123	4	96,5	3,3
CS-Bk	179	9	95,6	5,5
CS-PRP	36	4	91,7	11,1
CS-PRP + Bk	19	3	84,2	8,8
Ceros	50	6	88,0	12,0
HAX	25	1	96,0	4,0

Tabelle 4: Übersicht aller in die Sinusliftregion inserierten Implantate und deren kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit nach Kaplan-Meier und dem prozentualen Verlust in dieser Region. Bk = Beckenkamm, CS = Cerasorb[®], ps = primärstabil.

3.5 Primärstabilität

Unmittelbar nach der Insertion wurden die Implantate auf ihre Primärstabilität überprüft. Elf wurden vom Operateur als „nicht primärstabil“ eingestuft aber dennoch wegen der besonders schwierigen anatomischen Situation versuchsweise belassen. Unter diesen Implantaten kam es lediglich in zwei Fällen zu einem Implantatverlust. Die weiteren

neun als kritisch eingestuften Implantate unterlagen offenbar einer komplikationslosen Osseointegration.

	Gesamt	Anzahl Ereignisse	Anzahl zensiert	%
primärstabil	481	32	449	93,3
fraglich primärstabil	22	1	21	95,5
nicht primärstabil	11	2	9	81,8
insgesamt	514	35	479	93,2

Tabelle 5: Primärstabilität bei Implantatinsertion

Wurde die Kaplan-Meier-Analyse hinsichtlich der Primärstabilität der Implantate zum Zeitpunkt ihrer Insertion angewandt, so ergab sich nebenstehende Abbildung (Abb. 12, S.28). Ihr ist eine reduzierte Überlebenswahrscheinlichkeit für nicht primärstabile Implantate im Vergleich zu Implantaten die primär stabil bzw. fraglich primärstabil waren zu entnehmen. Beim Vergleich der resultierenden „Abstandstreppen“ zeigt sich, dass die Zahl der unter Ausfallrisiko stehenden Objekte in den Gruppen 1. nicht primärstabil und 2. fraglich primärstabil nicht hinreichend groß war. Es resultierten in diesen beiden Gruppen, v.a. in letztgenannter große Treppenstufen.

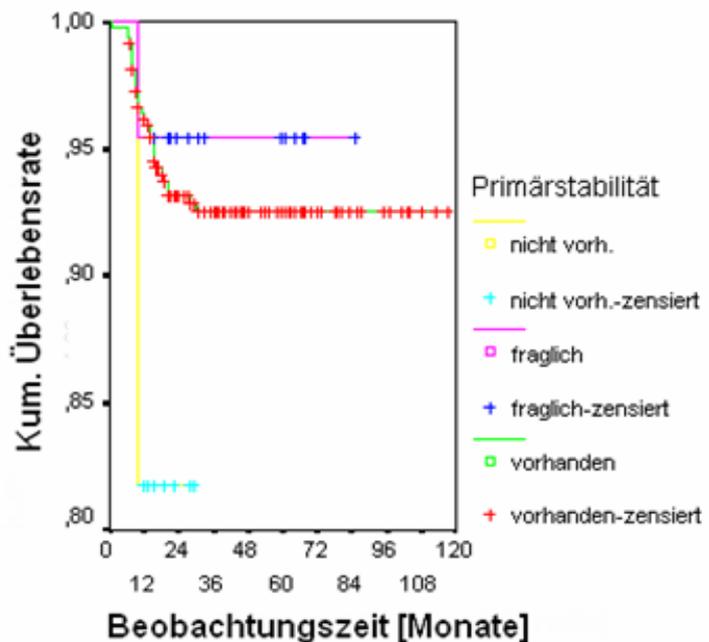


Abbildung 12: K.-M.-Analyse der Primärstabilität

Nach den ersten zwölf Monaten betrug die Verweildauerwahrscheinlichkeit der primärstabilen Implantate 96,2 % und sank auf 94,0 % in den folgenden sechs Monaten ab. Bei den fraglich primärstabilen Implantaten blieb die Verweildauerwahrscheinlichkeit über den 12- und 18-monatigen Beobachtungszeitraum mit 95,5 % unverändert. Eine ähnliche Konstanz wiesen die schon bei der Insertion nicht

primärstabilen Implantate auf. Ihre Überlebenswahrscheinlichkeit betrug nach zwölf und 18 Monaten nur 81,8 %.

Es bestand allerdings kein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,1966$) zwischen den drei genannten Gruppen.

3.6 Implantatverlust in Bezug auf Geschlechtsverteilung und Rauchverhalten

Die Implantatverluste stellten sich bezogen auf die Geschlechtsverteilung mit 26,32 % für das männliche Kollektiv ($n=10$ Verluste bei 38 Patienten) und mit 23,59 % für den Frauenanteil dar ($n=25$ Verluste bei 106 weiblichen Patienten). Hierbei muss berücksichtigt werden, dass bezogen auf die Gesamtzahl der Implantate ($n=514$) eine Gesamtverlustrate von nur 6,81 % vorlag. Es standen somit zehn Verluste (1,95 %) bei den Männern 25 Verlusten (4,87 %) bei den Frauen gegenüber.

Stellt man die Gruppe der Raucher den Nichtrauchern gegenüber, so ergab sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,3261$) zwischen diesen beiden Gruppen. Für das Kollektiv der Raucher ergab sich in den ersten 12 Monaten eine Überlebensrate von 97,1 %. Diese sank in den folgenden sechs Monaten auf 94,9 % der Fälle ab (13 Verluste von insgesamt 278 Implantaten bei Rauchern). Dem stand ein Implantatüberleben bei Nichtrauchern von zunächst 94,0 % sinkend auf 91,8 % gegenüber (16 Verluste von insgesamt 149 Implantaten bei Nichtrauchern). Bei 29 Patienten (Anzahl der Implantate $n=87$) konnte aufgrund der Aktenlage das Rauchverhalten nicht beurteilt werden.

3.7 Intraoperatives Vorliegen einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut

Trotz vorsichtigen Operationsverfahrens kam es im Rahmen der Sinusliftoperationen in 50,71 % der Fälle ($n=108$ von insgesamt $n=213$) zu einer Perforation der Schneiderischen Membran. Somit wurden von den insgesamt 514 Implantaten immerhin $n=245$ in eine Region implantiert, in der es bei der vorhergegangenen Augmentation zu einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut gekommen war. Die statistische Auswertung zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen Implantation in Situationen mit perforierter ($n=245$) bzw. intakter ($n=269$) Kieferhöhlenschleimhaut ($p=0,1314$). Die Zwölf-

Monatsüberlebensrate der Implantate betrug für die Gebiete mit intakter Schleimhaut 97,3 % und fiel in den folgenden sechs Monaten auf 95 % ab. Für die andere Gruppe mit perforierter Kieferhöhlenschleimhaut ergaben sich Werte von 94,3 % für die zwölfmonatige Beobachtung und 92,5 % für die 18-Monatsüberlebensrate.

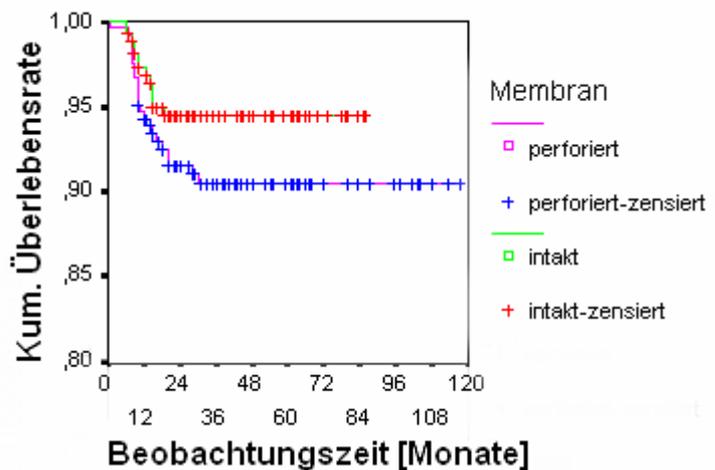


Abbildung 13: K.-M.-Analyse vorhandener Perforationen

3.8 Zeitraum zwischen Sinusliftoperation und Implantation

Bei 265 der insgesamt 514 bewerteten Implantate wurde eine einzeitige Implantation vorgenommen (51,6 %), d.h. dass die Insertion simultan zu der Sinusliftoperation stattfand. Die Gesamtzahl von 265 verteilte sich wie folgt auf die verschiedenen Implantattypen: Standard-Mk II: n=14, Mk IV: n=59, TiUnite®-Mk III: n=62, TiUnite®-Mk IV: n=102, und 3i: n=28. Für die einzeitige Insertion konnte insgesamt eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 96,8 % nach zwölf Monaten und 94,5 % nach 18 Monaten ermittelt werden.

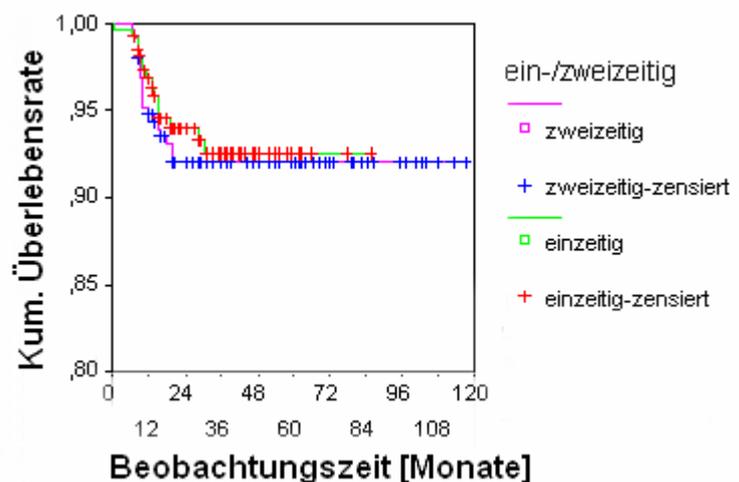


Abbildung 14: K.-M. Analyse des ein- bzw. zweizeitigen Operationsverfahren

Bei den übrigen 249 Implantaten (48,4 %) kam das zweizeitige Operationsverfahren zur Anwendung. Hierbei lag zwischen der Kieferhöhlenbodenanhebung und der Implantatinsertion ein durchschnittlicher Zeitraum von 7,5 Monaten (Minimum 2 Monate, Maximum 9 Monate). Es entfiel auf die verschiedenen Implantattypen für Mk II: eine Anzahl von n=75,

Es entfiel auf die verschiedenen Implantattypen für Mk II: eine Anzahl von n=75,

für Mk III: n=2, für Mk IV: n=19, TiUnite®-Mk III: n=22, TiUnite®-Mk IV: n= 88 und für 3i eine Anzahl von n=43. Die Überlebenswahrscheinlichkeit lag nach zwölf Monaten bei 94,8 % und sank auf 93,0 % nach weiteren sechs Monaten ab.

Das zahlenmäßig geringfügig bessere, aber nicht signifikante ($p=0,6675$) outcome in der Gruppe der einzeitigen Verfahrenstechnik lässt sich am ehesten durch die besseren Ausgangsbedingungen mit einer größeren Restknochenhöhe erklären. Dieses Verfahren wurde im Untersuchungszeitraum in zunehmendem Maße bei Restknochenhöhen von 8 bis 4 mm eingesetzt. Bei geringerer Restknochenhöhe wurde ein zweizeitiges Verfahren gewählt.

3.9 Komplikationen

In 50,71 % der Fälle (n=108 Kieferhöhlenbodenerhöhungen) kam es im Rahmen der Sinusliftoperation zu einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut (siehe 3.7; S.29). Diese Perforation stellt die am häufigsten auftretende Komplikation dar.

Bei insgesamt 25 Patienten (17,36%) traten Anzeichen von Wundheilungsstörungen auf. Hierunter zählen mit 9,72 % Dehiszenzen (n=14), mit 7,64 % Abszedierungen (n=11) und mit 2,1 % Fistelungen (n=3). Bei fünf der elf Patienten mit Abszessbildung (3,47 % aller Patienten) wurde eine Sequestrostomie durchgeführt. Bei diesen Patienten war die Kieferhöhlenbodenelevation mit einer Osteoplastik an anderer Stelle kombiniert worden.

Als weitere Komplikationen musste eine Sinusitis maxillaris nach Sinuslift klinisch und radiologisch (Spiegelbildung) in 2,1 % (n=3) aller Fälle diagnostiziert werden. Die rein konservative Therapie erfolgte durch Clindamycingabe, Otriven® -Nasentropfen und durch Kamilledampfbäder. Erhöhte Implantatverluste wurden nach diesen Komplikationen nicht gefunden.

In 2,1 % der Fälle (n=3) trat eine Hypästhesie im Ausbreitungsgebiet des N. infraorbitalis auf der operierten Seite auf. Jedoch handelte es sich um reversible, temporäre neurologische Ausfälle, die nach spätestens 10 Monaten ausgeheilt waren.

4 Diskussion

4.1 Der Sinuslift (Synonym : Kieferhöhlenbodenerhöhung, Sinusbodenelevation)

Der Sinuslift bezeichnet die Einlagerung von autogenem Knochen oder Knochenersatzmaterial in den Zwischenraum zwischen knöchernem Kieferhöhlenboden und elevierter Kieferhöhlenschleimhaut (Neukam und Schultze-Mosgau, 2004).

Eine Indikation zur Kieferhöhlenbodenaugmentation besteht nach Neukam (2004) bei einem vertikalen Knochenangebot von weniger als 7 mm im Oberkieferseitenzahnbereich (Neukam und Schultze-Mosgau, 2004). In Übereinstimmung mit der Literatur wurde bis zum Jahr 2000 bei einer ortsständigen Knochenhöhe von über 5 mm eine gleichzeitige Implantation durchgeführt wenn sich eine primär stabile Implantatverankerung im ortsständigen Knochen erzielen ließ. Entsprechend der neueren Literatur wurde ab 2000 eine Restknochenhöhe von 4 mm zur Simultanimplantation als ausreichend angesehen (Neukam und Schultze-Mosgau, 2004; Peleg et al., 1999).

Darüber hinaus nennt Rosenlicht (1999) als wichtige Richtlinien für eine Kieferhöhlenaugmentation in Vorbereitung zu dentalen Implantaten:

- a) Restalveolarkammbreite unter 4 mm
- b) keine pathologischen Veränderungen
- c) keine Vorerkrankungen im Bereich der Kieferhöhlen
- d) keine anatomischen Einschränkungen durch abweichende anatomische Strukturen oder Bedenken nach vorhergegangenen Operationen.

Als Kontraindikationen sind sowohl lokale, als auch systemische Aspekte zu berücksichtigen. Nach Smiler (1992) sind die lokalen Faktoren, die gegen eine Augmentation sprechen:

- a) akute Sinusitis
- b) Zysten
- c) Tumoren
- d) Zahnwurzelreste im Sinus.

Rosenlicht (1999) zählt zu den systemischen Kontraindikationen:

- a) Bestrahlung in der Oberkiefergegend
- b) Infektionen
- c) Multimorbidität
- d) unkontrollierte Systemerkrankungen
- e) exzessiver Nikotinabusus
- f) exzessiver Alkohol oder Drogenmissbrauch
- g) psychische Labilität.

4.2 Operationstechnik, Postoperative Therapie und Komplikationen

In der Literatur sind unterschiedliche Verfahren der Sinuslift-Operation beschrieben worden. Die Vorgehensweise unterschied sich anfänglich nicht nur im Typ des Augmentationsmaterials (siehe 4.3.; S. 42), sondern auch durch ihren Zugangsweg zur Kieferhöhle. Der ursprünglich von Tatum genutzte krestale Zugangsweg zur Kieferhöhle (Tatum, 1986) über den Kieferkamm wurde allmählich zugunsten der so genannten Window-Technik verlassen (Hürzeler et al., 1996). Das operative Vorgehen entspricht heute einem modifizierten Zugangsverfahren nach Caldwell-Luc (Behrens und Härle, 2003). Hierbei wird im Sinne eines Klappflügels im Bereich der lateralen Maxilla mit einer diamantierten Kugelfräse osteotomiert, wodurch ein stabileres Ergebnis erzielt werden kann. Ein weiterer Vorteil dieser vestibulären Fenstertechnik ist der größere Zugang zur Kieferhöhle, der diese Methode praktikabler werden lässt.

Neben dem inzwischen klassischen Zugangsweg anterior des Jochbeinpfeylers wurde auch ein mittlerer maxillärer Eingang zwischen dem Kieferkamm und dem Jochbeinkörper gewählt (Ludwig et al., 1997). Später wurde ein unterer Zugang auf Alveolarfortsatzbodenniveau bevorzugt. Das Risiko, bei Wundheilungsstörungen eine Mund-Antrum-Verbindung zu schaffen, ist bei dieser letzt genannten Methode allerdings erhöht. Letztendlich hat sich der mittlere maxilläre Zugang, der auch bei den untersuchten Patienten zur Anwendung kam, durchgesetzt.

4.2.1 Postoperative Therapie

Ähnlich allen oralchirurgischen Eingriffen galt auch nach den durchgeführten Sinuslift-Operationen zur Infektionsprophylaxe die zweimal täglich durchzuführende Mundspülung mit 0,12 – 0,2 % Chlorhexidin für zwei Wochen, sowie eine Nikotinkarenz für den gleichen Zeitraum (Khoury, 1999; Garg, 1999). In Übereinstimmung mit der Literatur wurde darüber hinaus zur Vermeidung einer Wunddehiszenz eine mindestens zweiwöchige Prothesenkarenz empfohlen (Khoury, 1999). All diese Empfehlungen wurden den untersuchten Patienten nahe gelegt, und es erfolgte eine Aufklärung über ein postoperatives Verhalten, welches einen schnellen Heilungsprozess unterstützen soll. Für mindestens zwei Wochen nach dem chirurgischen Eingriff sollten die Patienten Naseputzen und Trinken durch einen Strohhalm, welches einen Unterdruck erzeugt, unterlassen. Husten oder Niesen sollte mit offenem Mund erfolgen, damit der hierbei entstehende Druck gemindert ist (Garg, 1999).

Auch vor Flugreisen bis zu zwei Wochen nach dem operativen Eingriff wurde gewarnt (Small et al., 1993). Die postoperative Entzündungsreaktion und die begleitende Schwellung machen die Empfehlung, nicht zu fliegen bis diese Symptome abgeklungen sind (normalerweise binnen zwei Wochen), verständlich.

Wie schon Misch (1992) und Zinner (Zinner und Small, 1996) propagierten, erhielten Patienten mit beidseitigem Sinuslift in allgemeiner Narkose, falls keine allgemeine Kontraindikation vorlag, zur Reduktion des Entzündungsrisikos systemisch Glukokortikosteroide (s. S. 16 - 17). Hierdurch kann eine deutliche Verringerung der Entstehung eines postoperativen Ödems, einer Kieferklemme und des Wundschmerzes erreicht werden. Zusätzlich erhielten die Patienten postoperativ abschwellende Nasentropfen (Otriven®).

Wie in der Literatur von Smiler (1997) beschrieben erfolgte der Kostaufbau des untersuchten Patientengutes in der Regel sukzessive über flüssige Kost für ein bis zwei Tage und für weitere zwei Tage mit passierter Kost.

4.2.2 Komplikationen

Grundsätzlich lassen sich die Komplikationen in Zusammenhang mit einer Sinusliftoperation entsprechend der Literatur in intraoperative, perioperative und postoperative Komplikationen unterteilen (Ziccardi und Betts, 1999).

Da im Allgemeinen die Komplikationen im Rahmen der Sinusliftoperation sehr gering sind, soll in dieser Studie lediglich auf die häufigst auftretenden Komplikationen eingegangen werden.

4.2.3 Intraoperative Komplikationen

Neben einer mechanischen / ödematös bedingten Verlegung des Ostium naturale (Kent und Block, 1989; Timmenga et al., 1997; Garg, 1999), intraoperativen Blutungen (Garg, 1999) und einer Verletzung der Nachbarzähne (Ziccardi und Betts, 1999) ist die Perforation der Schneiderschen Membran (Chanavaz, 1990; Timmenga et al., 1997; Kübler et al., 1999; Shlomi et al., 2004) die mit Abstand am häufigsten erwähnte Problematik.

Bei Durchsicht der Literatur ist das Auftreten einer Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut mit einer Häufigkeit von lediglich 10 % (Kübler et al., 1999) über 28 % (Shlomi et al., 2004) bis hin zu 35 % (Pikos, 1999) angegeben. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Perforation sogar in 50,71 % der Fälle intraoperativ beobachtet und direkt ihrer Defektgröße entsprechend versorgt. Dies waren 108 Perforationen bei einer Anzahl von 213 operierten Kieferhöhlen im Rahmen der Sinusbodenelevation. Ein Abbruch der Operation, wie von Khoury (1993) beim Auftreten einer Perforation propagiert, erfolgte in keiner der durchgeführten Operationen.

Anhand der nach schon intraoperativen Komplikationen im Gesamten gefundenen Überlebensraten von 95,7% ist dies offenbar nur mit einem geringen Restrisiko verbunden. Die Überlebensraten in solchen Fällen von Perforationen unterscheiden sich statistisch gesehen in dieser Untersuchung nicht von solchen, bei denen keine Perforation gefunden wurde (97,46%).

In den vergangenen Jahren wurden einige Versuche zur Klassifikation der Membranperforation unternommen. Vlassis und Fugazzotto (1999) propagierten eine Einteilung in fünf Klassen entsprechend der Lokalisation und dem Schweregrad einer notwendigen

Reparatur. Pikos (1999) hingegen bevorzugte eine Einteilung in kleine (≤ 10 mm) und große Perforationen (> 10 mm Defektgröße).

Allgemein können zur Reparatur einer Membranperforation intraoperativ verschiedene Techniken und Materialien angewandt werden. Möglichkeiten stellen unter anderem resorbierbare Nähte, kollagene Membranen, Fibrinkleber, autologe Knochenblocktransplantate, Titan mesh (How Medica-Leibinger, Freiburg) und dünne Lagen gefriergetrockneter Knochenlamellen dar (Lambone; Pacific Coast Tissue Bank, Los Angeles, CA) (Kübler et al., 1999; Smiler, 1992; Shlomi et al., 2004).

Bei kleinen Defekten im Größenbereich von bis zu 10 mm kann -wie in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn praktiziert- durch ausreichende Mobilisation der Membran (Pikos, 1999) und Verwendung eines Fibrinklebers (z.B. Beriplast HS, Centeon Pharma, Dortmund) eine Deckung erreicht werden (Khoury, 1999).

Kommt es zum Einreißen eines größeren Teiles der Membran mit einem resultierenden Defekt von über 10 mm, so muss eine alternative Verfahrensweise gewählt werden. Derart große Defekte sind zum einen schwieriger zu decken, zum anderen bergen sie das Risiko einer Evasion des Augmentationsmaterials in die Kieferhöhle (Ziccardi und Betts, 1999). Dies kann sowohl zu Entzündungen und Infektionen des Sinus maxillaris als auch zu einem Verlust des Augmentationsmaterials und zu einer Störung der normalen, physiologischen Funktion der Kieferhöhle führen (Pikos, 1999).

In der Literatur ist allerdings keine übereinstimmende Aussage zum Vorgehen bei größeren Perforationen zu finden. Einige Autoren propagieren die Operation in einem solchen Falle abzubrechen (Block und Kent, 1993; Khoury, 1993; Ziccardi und Betts, 1999), während Smiler (1992) empfiehlt, die Membran von der medialen Wand zu lösen, also soweit zu mobilisieren, dass die Membran in sich selber gefaltet und der Defekt gedeckt werden kann. Triplett und Schow (1996) wiederum decken Defekte dieser Größenordnung mit einem Block aus kortikalem Knochen ab. Ausreichend datengestützte Studien die eine echte Handlungsrichtlinie begründen können existieren jedenfalls noch nicht.

Im deutschsprachigen Raum wurde anfänglich zu diesem Zweck neben lyophilisierter Dura resorbierbares Vlies aus Polyglactin / Polydioxanon (Vicryl-Netz, Fa. Ethicon, Norderstedt) verwendet (Kübler et al., 1999). In der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie in Bonn kam zweimal ein Titan mesh der Firma How medica (Leibinger, Freiburg) im Falle ausgedehnter Defekte (n=2), gleich einer von Arzt et al. (1996) beschriebenen Einlagerung, zum Einsatz. Angesichts dieser geringen Anzahl lässt sich aus unserer Studie keine Schlussfolgerung für eine solche Versorgung ziehen.

Wurden nur die inzwischen mit Implantaten versorgten Patienten berücksichtigt, bei denen eine Kieferhöhlenperforation auftrat, so ergab sich für das untersuchte Patientengut mit insgesamt 213 Sinusbodenelevationen folgendes Bild:

In 108 von 213 operierten Kieferhöhlen kam es im Rahmen der Operation zu einer Perforation der Schneiderschen Membran. In 15 von diesen 108 Kieferhöhlen mit Membranperforation (13,89 %) ging eine Anzahl von n=22 Implantaten verloren (Überlebensrate der Implantate 95,72 %). Demgegenüber steht die Anzahl von 105 Kieferhöhlen, bei deren Operation es nicht zu einem Einreißen der Membran kam. Bei elf dieser insgesamt 105 intakten Kieferhöhlen (10,48 %) kam es zu einem Implantatverlust von insgesamt n=13 Implantaten (Überlebensrate der Implantate 97,46 %).

Bezogen auf das ein- bzw. zweizeitige Vorgehen bei der Operation verteilen sich die Perforationen wie folgt:

Werden die Implantate simultan zum Sinuslift gesetzt, so kam es bei der Mehrzahl der Operationen nicht zum Einreißen der Membran n=155 (58,5%). Eine Perforation konnte in 41,5 % der Fälle n=110 festgestellt werden. Umgekehrt stellt sich dies beim zweizeitigen Vorgehen dar, wo bei über der Hälfte aller Operationen n=135 von n=249 (54,2 %) eine Perforation erkannt und therapiert wurde. Trotz Perforation bedurfte es in 45,8 % dieser Fälle keiner zusätzlichen Deckungsmaßnahmen da dies mit Überlappung durch Mobilisation erreicht werden konnte.

Eine vergleichende Studie von Shlomi et al. (2004) kam zu ähnlichen Ergebnissen. In dieser Studie wurde röntgenologisch und klinisch untersucht, ob ein Unterschied der Implantatüberlebensrate zwischen Patienten besteht, bei denen eine Membranperforation intraoperativ gedeckt wurde und einer Gruppe, die während der Sinusliftoperation keinerlei Perforation erlitt. Die Studiengruppe um Shlomi erlangte ebenfalls ein Implan-

tatüberleben von 90 % in der ersten Gruppe und 91 % in der Gruppe, bei der die Operation ohne Perforation der Schneiderschen Membran glückte.

Es kann nach derzeitigem Wissensstand geschlussfolgert werden, dass bei entsprechender Versorgung kein Zusammenhang zwischen einer intraoperativ auftretenden Perforation der Kieferhöhlenschleimhaut und einem nachfolgendem Implantatverlust besteht. Für ein von anderen Autoren geforderten Abbruch der Operation bei einem solchen Ereignis gibt es also keine Grundlage.

4.2.4 Perioperative Komplikationen

Zu den perioperativen bzw. den Frühkomplikationen zählen Wunddehiszenz, akute Infektion, Implantatverlust, Augmentatverlust und ein Freiliegen der Membran (Tatum et al., 1993; Ziccardi und Betts, 1999).

Bei unterbrochener oder behinderter Perfusion des Gewebes kann es zu einer schlechten Wundheilung mit Folge der Wunddehiszenz kommen. Wird neben einer Inzision z. B. auf der Gaumenseite ein zusätzlicher Entlastungsschnitt anterior gelegt, so kommt es zu einer Unterbrechung der Blutversorgung des Gewebes, welche über den Alveolar-kamm anastomosiert (Smiler, 1992; Cranin et al., 1998). Eine schlechte Wundheilung kann zu einem frühzeitigen Knochen-, Augmentat- oder Implantatverlust führen (Garg, 1999). Im nachuntersuchten Patientenkollektiv trat eine Wunddehiszenz mit einer Häufigkeit von 6,25 % (n=9 von 144) auf.

Unter Anwendung von Lokalthérapeutika, Chlorhexidinspülungen und Prothesenkarenz können kleinere Wunddehiszenzen erfolgreich durch rein konservative Maßnahmen therapiert werden (Ziccardi und Betts, 1999). Kann dennoch die Wunde nicht geschlossen werden, so sollte das verbleibende Augmentat entfernt, die Membran auf Perforationen untersucht und die Kieferhöhle gespült werden (Garg, 1999). Unter systemischer oraler Antibiotikatherapie ist dann ein Wundverschluss durch sekundäre Heilung anzustreben. (Smiler, 1992; Tatum et al., 1993).

Sehr selten, und in unserem Patientengut nicht beobachtet, wurde die Entstehung einer akuten Infektion der augmentierten Regio beschrieben. Die erforderliche Therapie umfasst eine komplette Entfernung des Augmentates sowie eine systemische Antibiotikatherapie. Nach klinischer Ausheilung des krestalen Weichgewebes und blandem radio-

logischem Befund, der einen freien Sinus ohne Hinweis auf eine Entzündung zeigen muss, kann eine Reaugmentationsoperation erfolgen (Garg, 1999).

4.2.5 Postoperative Komplikationen

Aus der Literatur haben Ziccardi und Betts (1999) die postoperativen Komplikationen zusammengefasst. Neben Implantatwanderung, chronischen Schmerzen und der Entstehung einer chronischen Infektion (Regev et al., 1995) wurden als weitere Komplikationen die Entstehung einer oroantralen Fistel oder sogar der Verlust des Augmentates bzw. der Implantate beschrieben (Chanavaz, 1990). Die Entstehung einer chronischen Sinusitis wurde zusätzlich von zahlreichen Autoren beschrieben (Timmenga et al., 1997; Jensen, 1999; Zimble, 1998).

Darüber hinaus ist in der internationalen Literatur zusätzlich die Entstehung eines Knochens mit minderwertiger Qualität und Quantität (Smiler et al., 1992; Garg, 1999) in der augmentierten Region als Komplikation aufgeführt.

Neben dem später getrennt diskutierten Implantatverlust ist die Entstehung von Sinusitiden mit einer Inzidenz von 0 bis 20 % in der Literatur angegeben (Timmenga et al., 1997). Neukam und Schultze-Mosgau (2004) beschrieben die postoperative Sinusitis mit 2 % als häufigste Komplikation infolge einer Sinusbodenelevation mit simultaner oder sekundärer Implantation.

Da eine postoperative Sinusitis sowohl den Erfolg der Augmentation und Implantation als auch das allgemeine Wohlbefinden des Patienten kompromittieren könnte, ist eine angemessene präoperative Untersuchung zum Ausschluss einer vorbestehenden unterbrochenen Drainage des Sinus erforderlich (Timmenga et al., 1997). Oft sind aberrante anatomische Verhältnisse der Nasenhöhle an einem behinderten Abfluss beteiligt. Wichtige Faktoren, die eine solche Störung hervorrufen können sind neben einer Septumdeviation, Polypen, Allergien, obstruktive Lungenerkrankungen und Residuen post radiationem. Es sollte vor der Operation wie in unseren Fällen durchgeführt, eine eingehende Befragung des Patienten mit anschließender klinischer und röntgenologischer Untersuchung auf das Vorliegen einer chronischen Sinusitis erfolgen. Ziel ist eine Risikoabschätzung für dieses prädisponierte Patientenkollektiv. Es erfolgt eine Aufklärung der

Patienten über ihr erhöhtes Risiko wiederkehrende Schmerzen und Infektionen zu entwickeln, nachdem ein operativer Eingriff an deren Kieferhöhlen erfolgte (Regev et al., 1995; Timmenga et al., 1997).

Vor Therapiebeginn wurde in der Bonner Klinik als radiologische Aufnahme routinemäßig ein OPG und eine Nasennebenhöhlen-Aufnahme (NNH) bzw. eine digitale Volumentomographie (DVT) durchgeführt (s. S. 15). Dies diente in Übereinstimmung mit Empfehlungen der Literatur neben der Beurteilung der Alveolarkammresthöhe dem Ausschluss von akuten oder chronischen Erkrankungen wie z.B. akute Sinusitis maxillaris, Wurzelreste, Polypen, Tumoren oder Zysten im Oberkiefer (Garg, 1999).

Bedeutendster Faktor in der Pathogenese einer Sinusitis maxillaris ist die eingeschränkte Durchgängigkeit des Ostium naturale. Nach einer Sinusliftoperation kann das Ostium naturale postoperativ durch eine Begleitentzündung oder einen Fremdkörper, wie das Transplantatmaterial, verlegt werden. Durch die veränderte Sauerstoffspannung kann es zu einer Bakterienselektion zugunsten eines anaeroben Keimspektrums kommen (Misch, 1992). Sekundär kann die Veränderung der Sauerstoffspannung im Sinus zu einer entzündlich bedingten Stenose des Ostiums führen und dies wiederum über den Unterhalt eines circulus vitiosus verstärkt ein anaerobes Keimmilieu fördern (Malow und Creticos, 1989).

Ist eine Antibiotikatherapie und die Verabreichung von abschwellendem Nasenspray im Rahmen einer postoperativen Sinusitis insuffizient, so muss eine Belüftung und Spülung des Sinus - wenn notwendig - mit Entfernung des entzündeten Augmentationsmaterials und der Implantate erfolgen (Zimblet et al., 1998).

Die postoperative, akute Sinusitis stellt somit eine nennenswerte Komplikation dar. Dabei besteht nach Tidwell et al. (1992) ein direkter Zusammenhang zwischen präoperativer Kieferhöhlenerkrankung und der Entwicklung einer postoperativen Sinusitis. Dieser Zusammenhang wurde im eigenen Patientenkollektiv ebenfalls beobachtet. In den präoperativen Untersuchungen konnten bei sechs Patienten Symptome einer chronischen Sinusitis festgestellt werden, postoperativ entwickelten davon drei eine akute Sinusitis (2,1%). Es kann die präoperativ bestehende Sinusitis als vorhersagender Indikator für eine postoperativ entstehende Entzündung dienen (Tidwell et al., 1992). Auch Timmenga et al. (1997) fanden diese Korrelation und sahen dabei in einer präoperativen Sinusi-

tis eine Kontraindikation für den Sinuslift sofern noch chronische Veränderungen der Kieferhöhle bestanden. Jensen (1997) stellt in einer Diskussion über die Kieferhöhlenfunktion nach Sinusliftoperation zur Aufnahme dentaler Implantate fest, dass beim Vorliegen einer gesunden Kieferhöhle weder die Implantate noch das Augmentat von perioperativen Entzündungen bedroht sind. Nach der von ihm beschriebenen Fünf-Jahresstudie, bei der insgesamt 1014 Sinusliftoperationen mit 2997 Implantationen beschrieben sind, folgert Jensen, dass eine Kieferhöhlenbodenaugmentation langfristig keinen Einfluss auf die Funktion der Kieferhöhlen hat (Jensen, 1997). Auch bei den von uns untersuchten Patienten traten negative Symptome in dieser Hinsicht weder mittel- bis langfristig auf.

4.3 Augmentationsmaterial

Bei einem für enossale Implantate unzureichenden Knochenangebot können lokal begrenzte Knochendefekte durch die Methoden der gesteuerten Geweberegeneration regeneriert werden (Neukam und Schultze-Mosgau, 2004). Größere knöcherner Substanzverluste, wie sie vor einer Sinusliftoperation vorliegen, lassen sich ausgleichen durch:

- Knochentransplantate
- Knochenersatzmaterialien

Zur Rekonstruktion von Knochendefekten werden seit Jahren unterschiedliche Knochenersatzmaterialien bzw. Knochenaufbaumaterialien eingesetzt, wobei es sich -wie in Tabelle 1 (S. 9 und 10) gezeigt- um autologe, homologe, xenogene oder alloplastische Materialien handelt (Horch, 1985; Jensen et al., 1999; Merckx et al., 2003; Rosenlicht und Tarnow, 1999). Die ersten drei genannten rein biologischen Materialien sind den alloplastischen Materialien mit rein synthetischer Herkunft gegenübergestellt.

4.3.1 Knochentransplantate

Seit vor ca. 100 Jahren Sykoff das erste, freie autogene Knochentransplantat in den Unterkiefer (Reuther und Kübler, 1999) eingesetzt hat, entwickelte sich diese Methode langsam zum „Goldstandard“ beim Aufbau von Kieferknochen. In einem Literaturreück-

blick von 1998 haben Tong et al. die verschiedenen Erfolgsraten von Implantaten verglichen, die in mit unterschiedlichen Materialien augmentierten Kieferhöhlen inseriert worden waren. Die Arbeitsgruppe um Tong kam zu dem Schluss, dass autologer Knochen immer noch als Goldstandard für die Knochenaugmentation angesehen werden sollte (Merkx et al., 2003). Der wesentliche Vorteil autologen Knochens liegt in der hohen osteogenetischen Potenz vitaler Knochenzellen und der damit verbundenen Verfügbarkeit des Wachstumsproteins Bone morphogenetic Protein (BMP) (Gustmann, 2000). Die osteogenetische Potenz ist gegeben, da autologer Knochen sowohl wichtige Osteoprogenitorzellen und osteoinduktive Faktoren als auch ein osteokonduktives Gerüst für den neu zu bildenden Knochen zur Verfügung stellt (Block und Kent, 1997; Garg, 1999).

Der klinische Erfolg der Transplantation hängt insgesamt neben vielen anderen Faktoren wesentlich vom Typ des transplantierten Knochens, sowie von der Lokalisation und dem Zustand des Lagers ab. Enoral gewonnene Transplantate, die entweder vom Unterkiefer, also vom Kinn oder retromolar (Khoury et al., 1993; Moy et al., 1993; Lundgren et al., 1996) bzw. aus der Tuberregion (Ludwig et al., 1997) gewonnen werden, sind überwiegend kortikaler Natur. Im Gegensatz dazu steht die Möglichkeit des weit verbreiteten Beckenkammtransplantates von der Crista iliaca (Kent und Block, 1989; Ludwig et al., 1997; Blomquist et al., 1998; Wilkert-Walter et al., 2002), das überwiegend spongiöse Knochenanteile liefert. Im Unterschied zu den vorgenannten i.o. Spenderregionen bedarf dieser Eingriff jedoch in der Regel der Vollnarkose, was in unseren Fällen auch so gehandhabt wurde.

Alle Knochentransplantate unterliegen nach der Transplantation einem Umbau (Remodelling) mit einer deutlichen Resorption, wobei diese bei spongiösen Transplantaten schneller und ausgeprägter abläuft.

Im Wissen um den zum Teil ausgeprägten Resorptionsvorgang, v.a. im Rahmen des zweizeitigen Vorgehens wegen der fehlenden Krafteinleitung, wird in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn seit 1997 dem spongiösen Knochen ein keramisches Knochenersatzmaterial im Verhältnis 1:1 beige-mischt. Somit können in der Regel ohne größere Probleme durch die erhöhte Verfügbarkeit von Knochen aus dem Beckenkamm gegenüber i.o. Spenderregionen ein beidseitiger Sinuslift, sofern indiziert, in einer Sitzung durchgeführt werden (Wagner und Al Nawas, 2004).

Demgegenüber liegen die enoral gewonnenen, kortikalen Transplantate noch sehr lange als avitale Gerüstmatrix vor (Goldberg und Stevenson, 1987). Einen weiteren Nachteil stellt die nur begrenzte Verfügbarkeit des Transplantates dar. Die geringere Invasivität durch die alleinige intraorale Entnahme stellt für den Patienten jedoch einen erheblichen Vorteil dar.

Der von Khoury noch 1999 beschriebene Vorteil einer rein i.o. Knochenentnahme, da ambulant durchführbar, ist hinfällig geworden. Seit 1997 wurde eine Augmentation mit Beckenkammknochen in Zusammenhang mit dem Sinuslift ausschließlich in ambulanter Allgemeinnarkose durchgeführt.

Bei Abwägung einer Knochenentnahme entweder von i.o. oder vom Beckenkamm muß das Risiko der postoperativen Morbidität im Spenderareal wie z.B. Schmerzen und vorübergehende Einschränkung der Gehfähigkeit und auch die Notwendigkeit einer perioperativen Thromboseprophylaxe mit in Betracht gezogen werden. Diese Fragestellungen sollen in einer gesonderten Studie untersucht werden. Überschlüssig kann jedoch festgestellt werden, das nach dem bei unseren Patienten verwendeten Verfahren der Entnahme durch Stanztechnik durchgängig nur geringe Beschwerden für zwei bis drei Wochen auftraten. Diese waren durch leichte Schmerzmittel (z.B. Paracetamol®) zu beherrschen, so dass Befürchtungen (Valentin et al.; 2000) in dieser Ansicht relativiert werden müssen.

4.3.2 Knochenersatzmaterialien

Da bei alloplastischen Knochenersatzmaterialien die Bestandteile der anorganischen Knochenmatrix wie z.B. Hydroxylapatit oder Trikalziumphosphat synthetisch hergestellt sind, ergeben sich folgende Vorteile gegenüber den homologen und heterologen Materialien: Alloplastische Materialien sind gut verträglich, sie bergen kein Infektionsrisiko, es gibt keine Entnahmestelle, und somit keine Spendermorbidity. Vor allem stehen sie unbegrenzt zur Verfügung. Diesen Vorteilen stehen materialbedingte Nachteile gegenüber: Alloplastische Materialien weisen sowohl eine fehlende mechanische Stabilität als auch eine geringere und verlangsamte Regenerationszeit auf.

Zur Sinusbodenaugmentation werden viele verschiedene Materialien unterschiedlichster Herkunft alleine oder in Kombination (v.a. mit autologem Knochen) verwendet. Zurzeit

besteht noch kein Konsens, welches Material für dieses Verfahren am besten geeignet ist (Konsensus Konferenz; Jensen, 1996).

Ein direkter qualitativer Vergleich der folgend beschriebenen Augmentationsmaterialien findet sich in der Literatur nur bedingt. Es liegen zumeist Untersuchungen über einzelne Materialien vor, die eine Gegenüberstellung zu Alternativen nicht vornehmen.

Im Nachfolgenden sollen daher kurz die in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Bonner Universitätsklinik verwendeten alloplastischen und xenogenen Knochenersatzmaterialien vorgestellt und deren Vor- und Nachteile im Hinblick auf unsere Ergebnisse diskutiert werden.

Als Hydroxylapatitkeramik (HA) wurden in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn phasenweise Ceros HA 80[®] (Fa. Mathys Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz), Osteograf[®] (Fa. CeraMed Dental, Idar-Oberstein) sowie Algipore[®] als resorbierbare HA (Fa. Friadent GmbH, Mannheim) verwendet. Als β -Trikalziumphosphatkeramik kam Cerasorb[®] (Fa. Curasan Pharma AG, Kleinostheim), und chronOs[™] (Fa. Mathys Medizinaltechnik AG) zur Anwendung. Die dritte Gruppe der alloplastischen Materialien bilden neben HA und TCP die Biogläser wie z.B. Biogran[®] (Fa. Orthovita, Malvern, PA, USA). Biogläser sind ähnlich dem TCP rein synthetisch hergestellt und gleichsam resorbierbar. Das in dieser Studie bei zwei Patienten verwendete Osteograf[®] stellt das einzige xenogene Material bovinen Ursprungs dar.

Algipore[®]

In dieser Studie wurde Algipore[®] bei einem Patienten (2 Implantate) verwendet. Algipore[®] ist eine Keramik pflanzlicher Herkunft, bestehend aus einem von Algen gewonnenem phykogenem Hydroxylapatit. Es besitzt aufgrund seiner interkonnektierenden Porensysteme eine hohe spezifische Oberfläche von 32 - 50 m²/g (Kasperk et al., 1988).



Abbildung 15: Xenogenes Hydroxylapatit aus marinen Algen (Algipore[®]). Vergrößerung = k. A.

Al Wagner W, Nawas B; Implantologie 2004; © Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München

Im Vergleich hierzu besitzt eine dichte Hydroxylapatitkeramik eine spezifische Oberfläche von $0,1 - 1,4 \text{ mm}^2/\text{g}$ ($1 \times 10^{-7} - 1,4 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{g}$) (Osborn, 1987).

Die Oberflächenvergrößerung des Materials durch die hohe Porosität mit einem Porendurchmesser von $5 - 50 \text{ nm}$ führt zu einer ausgeprägten Resorption, die in tierexperimentellen Studien nachgewiesen werden konnte (Hotz et al., 1990).

Demgegenüber beschreibt die Studiengruppe um Foitzik, dass Aligipore[®] neben der unlöslichen und nicht resorbierbaren TCP-Keramik noch andere, lösliche Phasen von Tricalciumphosphat und Calciumcarbonat enthält. Die keramischen Phasen des TCP (Hydroxylapatitkeramik) sind chemisch sehr stabil und unterliegen praktisch keiner Resorption. Eben diese nichtresorbierbaren Hydroxylapatitkeramiken werden entweder reizlos im Knochen integriert oder narbig und granulationsbindegewebig eingeschieden (Foitzik und Staus, 1999).

Ceros HA 80[®]

In dieser Studie wurde Ceros HA 80[®] bei 13 Patienten (50 Implantate) in Mischung mit autologem Knochen verwendet. Das Porenvolumen des Ceros HA 80[®] beträgt 60 % bei einer Porenweite von $100 \text{ }\mu\text{m}$ bis $400 \text{ }\mu\text{m}$.

Der anorganische Teil des natürlichen Knochens besteht zu über 80 % aus Kalziumhydroxyphosphat (in Form von [HA]).

Für den klinischen Einsatz steht Hydroxylapatit in zwei Strukturformen zur Verfügung, nämlich als

dichter Werkstoff in Blockform mit guten mechanischen Eigenschaften sowie als hochporöse Struktur, die ein rasches Einwachsen des angrenzenden vitalen Knochengewebes ermöglicht (Hidding und Hemprich, 1988). Hydroxylapatit ist druckstabil und wird

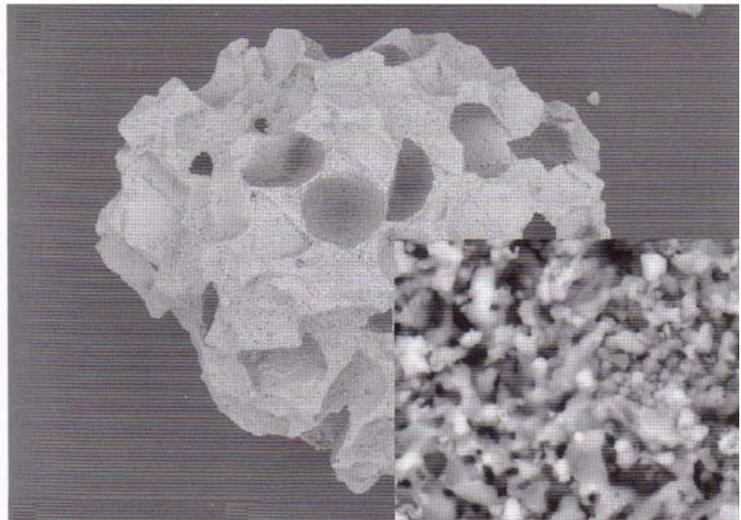


Abbildung 16: Mischung aus synthetischem Hydroxylapatit und Trikalziumphosphat (Ceros 82[®]). Vergr. = 40x.

Wagner W, Al Nawas B; Implantologie 2004; © Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München

kaum resorbiert (Taylor et al., 2002). Vorteil dieses Materials sind die osteotropen Eigenschaften, durch welche es mit dem Knochen eine „Verbundosteogenese“ einzugehen vermag, die einen Übergang von Hydroxylapatit zu vitalem Knochen ohne morphologische Grenze ermöglicht (Osborn und Newesely, 1980). Hierbei bilden die von Osteoblasten synthetisierten Kollagenfasern zunächst eine Kontaktzone zwischen der kalziumhaltigen Hydroxylapatit-Oberfläche und den knochenbildenden Zellen. Die neu gebildete mineralische Phase, die sich auf HA ablagert, entspricht als Karbonat dem Knochenapatit und unterscheidet sich somit von der karbonatfreien synthetischen Hydroxylapatit-Form (Neukam und Schultze-Mosgau, 2004). Inzwischen wurde dieses Material von der Firma aus dem Vertrieb genommen und im Jahre 1982 durch Ceros 82[®], einem phasenreinen β -TCP-Präparat ersetzt.

β -TCP (Cerasorb[®])

In der vorliegenden Studie wurden 123 Implantate in eine Regio, die zuvor mit Cerasorb[®] alleine, und 234 Implantate in eine Regio, die mit einer Mischung aus Cerasorb[®] und autologem Knochen (davon n=55 zusätzlich mit PRP; S. 22) augmentiert worden war, inseriert.

Das Knochenersatzmaterial Trikalziumphosphat liegt in zwei kristallinen Gitterformen als α -TCP und β -TCP vor, die sich hinsichtlich ihrer Resorptionszeit unterscheiden. α -TCP wird innerhalb von sieben Monaten zu 70 %, β -TCP in der gleichen Zeit zu 80 % abgebaut (Wiltfang et al., 2002). Trikalziumphosphat zerfällt bereits nach vier Monaten grobschollig, und es entstehen größere Keramiksequester, die von

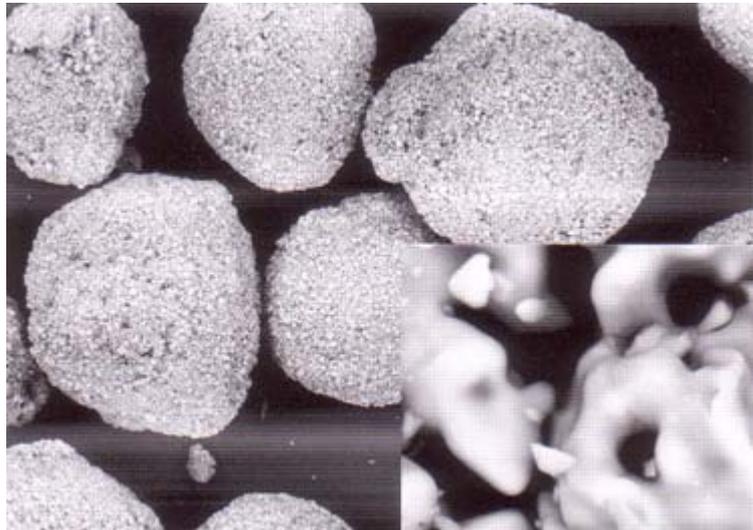


Abbildung 17: Synthetisches β -Trikalziumphosphat (Cerasorb[®]). Vergrößerung = k. A.

Wagner W, Al Nawas B; Implantologie 2004; © Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München

Makrophagen abtransportiert werden. Die Röntgendichte nimmt bei beiden TCP-Formen bereits nach vier bis sechs Monaten deutlich ab (Merten et al., 2000). Reinphasiges β -TCP resorbiert schließlich komplett, wohingegen α -TCP noch nach Jahren nachweisbar ist (Tarnow et al., 2000). Das β -Trikalziumphosphat Cerasorb[®] (Fa. Curasan Pharma AG, Kleinostheim) kam erstmals 1997 auf den deutschen Markt und ist ein phasenreines (> 99 %) β -TCP. Es handelt sich dabei um ein Knochenersatzmaterial, bei dem bisher keine immunologischen Reaktionen, keine Riesenzellreaktionen und keine Makrophagenbildung als Nebeneffekte nachzuweisen waren (Gruber, 1999). Vom Hersteller, der Firma Curasan, werden für den Sinuslift und große Zysten die größten Granulatkörner mit einer Korngröße von 1000 μm bis 2000 μm angeboten (Fa. Curasan). In der vorliegenden Studie kamen neben der bis in das Jahr 2000 verwendeten Korngröße 1000 μm bis 2000 μm zusätzlich Korngrößen von 500 μm bis 1000 μm regelmäßig zur Anwendung. Empfohlen wird diese Korngröße für mittlere und kleinere Zysten und zur Alveolardefektfüllung (Fa. Curasan).

Obwohl der erlangte Knochengehalt nach histologischen Kriterien nicht so hoch ist wie bei der Transplantation von autologem Knochen, kann man diskutieren, ob der Gebrauch von β -TCP die Notwendigkeit einer Kotransplantation von autologem Knochen beim Sinuslift weitgehend einschränkt (Merkx et al., 2003).

In der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn kam es bis zu einer Restknochenhöhe von 4 mm zunehmend zu einer alleinigen Anwendung von Cerasorb[®].

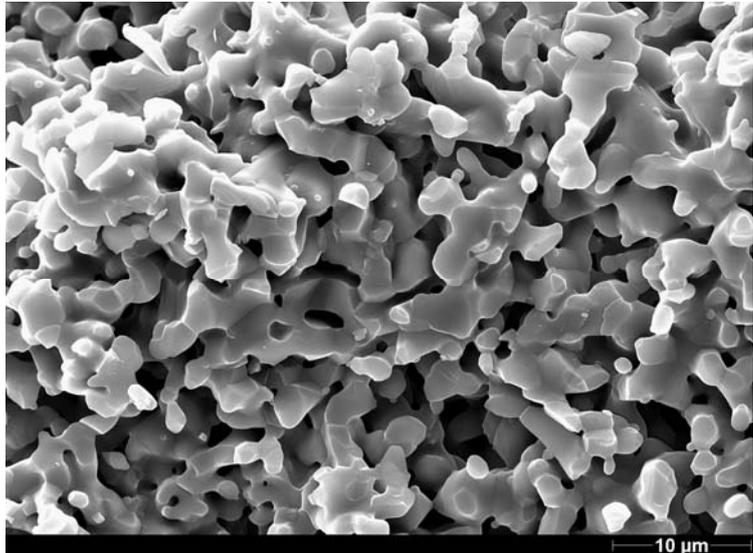
Bei Unterschreitung eines Minimums von 4 mm Restknochenhöhe erfolgte im Untersuchungszeitraum aus Sicherheitsgründen zum Knochenersatzmaterial eine Beimengung von autologem Knochen, meist vom Beckenkamm. Denn die Verwendung von Knochenersatzmaterial kann lediglich die chemischen Bestandteile für die Knochenbildung „liefern“, die verschiedenen Wachstumsfaktoren, wie z.B. BMP's können dagegen nur von Knochenzellen bereitgestellt werden.

In der vorliegenden Studie konnten unter der Anwendung von Cerasorb[®] (96,7%) bzw. in Kombination mit Knochen vom Beckenkamm (95,0%) die besten Resultate der Implantatüberlebensrate erzielt werden.

Cerasorb® stellt im nachuntersuchten Kollektiv das am häufigsten verwendete und erfolgsversprechendste Regenerationsmaterial dar. Diese Ergebnisse decken sich mit denen der Literatur (Merkx et al., 2003; Nkenke et al., 2002; Szabo et al., 2005; Zijdeveld et al., 2005). In einer Vergleichsstudie von Szabo et al. (2001) wurde im Split-mouth Design autogener Knochen dem β -TCP (Cerasorb®) als Augmentationsmaterial gegenübergestellt. Es konnte bei der Knochenneubildung kein Unterschied der beiden Seiten festgestellt werden, lediglich ein unterschiedlich schnelles Knochenwachstum zwischen den einzelnen Patienten. Die histologischen und histomorphometrischen Ergebnisse verdeutlichten zudem, dass patientenindividuelle Faktoren die unterschiedlichen Augmentationsmaterialien erheblich beeinflussen. Wie auch andere Autoren schlussfolgert Szabo, dass β -TCP als Augmentationsmaterial ohne autogenen Knochen zufriedenstellende Ergebnisse liefert (Szabo et al., 2001). Darüber hinaus stellte Szabo fest, dass selbst bei nicht vollständiger Resorption das neu gebildete Gewebe einen gut unterstützenden Charakter für die Implantate hat.

chronOs™

In dieser Studie wurde chronOs™ bei 2 Patienten (2 Implantate) verwendet. Dieses resorbierbare Knochenersatzmaterial ist ein synthetisches, poröses β -Tricalciumphosphat, welches sich zur Behandlung pathologischer und traumatologischer Knochendefekte bewährt hat. Die interkonnektierenden Makroporen und eine zusätzliche mikroporöse Oberfläche sollen eine relativ sichere Regeneration des knöchernen Gewebes ermöglichen.



Die chronOs™ Standardqualität weist ein Porenweitenbereich von 100 μ m bis 500 μ m mit einem ma-

Abbildung 18: Synthetisches β -Tricalciumphosphat (ChronOs™).

Fa. Mathys Medizinal Technik

ximalen Anteil von 2 % kleineren Poren auf (Eggl et al., 1987). ChronOs™ wird mit einem einheitlichen Porenvolumen von 60 % angeboten. Porenvolumen, Porengrösse und Korngrösse werden für jede Herstellcharge bestimmt und haben interne Spezifikationen mit engen Toleranzen zu erfüllen (Fa. Mathys Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz).

Das Material wird seit 2003 in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn regelmässig beim Sinuslift eingesetzt mit der Frage, ob sich mit diesem Material noch Verbesserungen der Therapie ergeben können.

Bei der Verwendung von chronOs™ trat in der vorliegenden Studie kein Implantatverlust auf, die Überlebensrate der Implantate in Sinusliftregionen, in denen dieses Material verwendet wurde, beträgt somit 100%. Allerdings war der Stichprobenumfang mit n=2 zu gering und darüber hinaus die Beobachtungszeit zu kurz (zwei bis zehn Monate) um eine valide Aussage zur Beurteilung von chronOs™ im Vergleich zu anderen Materialien treffen zu können. Da auch jegliche Vergleichsmöglichkeit aus der Literatur fehlt, kann dieses Ergebnis nur ohne Wertung dargestellt werden.

HAX

Das in dieser Studie bei zwölf Patienten (37 Implantate) verwendete Material HAX (Arbeitstitel) ist ein noch nicht auf dem Markt befindliches innovatives Material. Es besteht aus zwei Komponenten, von denen eine Komponente ein Hydroxylapatit oder β -TCP ist. Nach alleiniger Verwendung von Cerasorb® konnte mit HAX die zweitbeste Implantatüberlebensrate, mit lediglich einem Implantatverlust im Beobachtungszeitraum von 90 Monaten, erzielt werden (96,0%). Vergleichende Studien fehlen naturgemäß.

Biogran®

Das Knochenersatzmaterial Biogran® wurde in dieser Studie bei zwei Patienten probeweise verwendet.

Es stellt bioaktive Granula als Knochenersatz dar und enthält eine Mischung aus 45 % Silizium, 24,5 % Calcium, 24,5 % Natrium und 6 % Phosphor (Valentin et al., 2000).

Biogran®-Glaskörnchen haben eine unregelmäßige Form, ihre Herstellung erfolgt in einer Einheitsgrösse mit einem Durchmesser von 300 μ m bis 355 μ m (Furusawa und Mizunuma, 1997).

In einer Studie von Tadjoeidin et al. (2000) konnte in einer histologischen Untersuchung gezeigt werden, dass bis zu einer „kritischen Partikelgröße“ von 300 μm bis 355 μm eine vollständige Aushöhlung des Granulums stattfindet (Tadjoeidin et al., 2000). Infolge von Resorptionsvorgängen verschwinden die Biogran[®]-Körner und werden durch



Abbildung 19: Synthetisches Trikalziumphosphat in Glasphase (Biogran[®]). Vergrößerung = 100 x.

Knochengewebe ersetzt. Kleinere Partikelgrößen (200 μm) werden vollständig und zu schnell (ent-

Wagner W, Al Nawas B; Implantologie 2004; © Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, München

zündlich) abgebaut, größere hingegen (400 μm) zeigen eine unvollständige Reaktion des Glaskerns (Valentin et al., 2000). Jede einzelne Knochenwachstumskammer (jedes Granulum) innerhalb des Knochendefekts dient als eine geschützte Umgebung, in der die Differenzierung von Vorläuferzellen bzw. pluripotenten Mesenchymzellen in Osteoblasten stattfindet (Fa. Implant Innovations). Die einheitliche Partikelgröße trägt der Forderung Rechnung, dass auch bei dichter Packung des Granulates stets ein ausreichender Platz für die Blutströmung gewährleistet ist (Valentin et al., 2000). Sowohl in vitro als auch in vivo konnten osteokonduktive und knochenregenerative Eigenschaften nachgewiesen werden (Scheepers et al., 1993).

Da die Anwendung bei lediglich zwei Patienten (8 Implantate) zu gering ist um eine valide Aussage nach statistischen Kriterien treffen zu können, kann das in der vorliegenden Studie erlangte Ergebnis mit einer Implantatüberlebensrate von 100% nur ohne Wertung dargestellt werden. Es kann allerdings festgehalten werden, dass das Material den operationstechnischen Nachteil aufweist, nach Anmischung mit Blut sein Volumen zu verlieren. Dadurch eignet es sich als Platzhalter beim Sinuslift nur sehr eingeschränkt, größere Mengen des Materials wären hierfür nötig, was in einem ökonomischen Problem resultiert.

Unser Ergebnis steht in Einklang mit einer klinischen Studie von Furusawa und Mizunuma aus dem Jahr 1997. Biogran® konnte in dieser Studie erfolgreich bei 25 Patienten zur Sinusbodenaugmentation angewandt werden. In einer anschließend durchgeführten biomechanischen und histologischen Untersuchung konnte in allen Fällen im regenerierten Knochen die Eigenschaft des normalen Knochens dokumentiert werden.

Bovine Knochenmatrix (OsteoGraf/N®)

Das Knochenersatzmaterial OsteoGraf/N® wurde in dieser Studie bei zwei Patienten (5 Implantate) verwendet. Die Herstellung umfasst eine partielle Deproteinierung von Tierknochen mit Sole-Lösung, einer sequentiellen Kalzination und Sinterung (über 1000°C) zur Sterilisation und anschließender vollständiger Deproteinierung. Das Endprodukt ist ein mikroporöses, resorbierbares Hydroxylapatit, chemisch und mikrotopographisch ähnlich menschlichem kortikalem/spongiösem Knochen (Froum et al., 1998). Das Risiko einer Übertragung von Krankheitserregern, insbesondere Prionen, wird bei fachgerechter Aufbereitung als extrem niedrig eingeschätzt, ist aber auch hier nicht vollständig auszuschließen. Die Anwendung xenogenen Knochens sollte im jeweiligen Fall erst nach gründlicher Abschätzung der Nutzen-Risiko-Relation erfolgen und dem Patienten die potentiellen Risiken erläutert werden (Stellungnahme der DGZMK und der DGP V 1.0, Stand 6/99).

Dieses Xenotransplantat aus deproteinierter anorganischer Rinderknochenmatrix (Froum et al., 1998), wird zunächst von patienteneigenem Knochen umgeben. Es ist dafür vorgesehen, die anorganischen Komponenten bereitzustellen, die für die Produktion vitalen Knochens notwendig sind. Entsprechend der für das Tissue Engineering geforderten Triade stellt OsteoGraf/N® lediglich die Matrix, während die zellulären Komponenten und Signalmodulation vom autologen Knochen oder von zugesetzten Wachstumsfaktoren stammen (Froum et al., 1998). OsteoGraf/N® wurde daher in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn nur in Kombination mit autologer Spongiosa verwendet.

In einer Studie von Rosenlicht und Tarnow konnten 1999 histologisch weder Osteoklasten in der Umgebung des Augmentates nachgewiesen noch irgendeine Art von Resorption oder Umformung der Partikel festgestellt werden. Selbst zweieinhalb Jahre

nach der Augmentation konnte keine komplette Resorption der OsteoGraf/N[®]-Partikel beobachtet werden (Rosenlicht und Tarnow, 1999). Gleichartige Ergebnisse liefert eine in vitro Studie von Taylor (2002) in der keinerlei Resorptionsspuren an den OsteoGraf/N[®] Partikeln nachgewiesen werden konnten (Taylor et al., 2002). In einer weiteren histologischen Untersuchung aus dem Jahre 2000 stellten Landi et al. sogar fest, dass sich um die HA-Partikel ein entzündliches Infiltrat gebildet hatte (Landi et al., 2000). Aus diesem Grund und wegen der guten Ergebnisse alloplastischer Knochenersatzmaterialien wurde Osteo Graf/N[®] in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn nicht mehr angewendet.

Von den in der Literatur genannten innovativen Ansätzen soll in dieser Studie noch das plättchenreiche Plasma (PRP) erwähnt werden.

Plättchenreiches Plasma PRP

PRP ist ein Thrombozytenkonzentrat aus dem Blut des zu operierenden Patienten. Es wird aus etwa 350 ml oder 500 ml Blut gewonnen und weist im resultierenden Konzentrat 300 bis 900 % mehr Plättchen auf als Vollblut (Eymer und Preusse, 1999). Bei diesem Konzentrat handelt es sich um eine osteoinduktive Substanz, die in der Lage ist, die Morphogenese, Zytodifferenzierung und Organogenese gemäß einer Knochenneubildung heterotrophisch einzuleiten (Garg, 1999; Watzek, 1999).

Die wichtigen Wachstumsfaktoren sind im Einzelnen u. a. die in den α -Granula der Thrombozyten enthaltenen osteoinduktiven Zytokine transforming growth factors (TGF- β_1 , und TGF- β_2), platelet-derived growth factor (PDGF), insulin-like growth factor (IGF-I). Sie können für eine schnellere Integration und Substitution des autogenen Knochen- transplantates und der Knochenersatzmaterialien genutzt werden (Anitua, 1999; Lynch et al., 1999).

Im Vergleich mit den Erfahrungswerten der Literatur aus tierexperimentellen (Schlegel et al., 2003; Roldán et al., 2004) und klinischen (Froum et al., 2002) Studien ist zu erkennen, dass die wenig vorhandenen Studien eine zu geringe Fallzahl aufweisen und die erlangten Ergebnisse keine deutliche Verbesserung in der Knochenneubildung zeigen.

In den histologischen Untersuchungen von Froum (2002) und Wiltfang et al. (2003) wird belegt, dass im Vergleich von Sinusliftoperationen mit denselben Augmentationsmaterialien mit bzw. ohne Applikation von PRP die Bildung von neuem Knochen ca. 5 – 10 % größer ist wenn PRP hinzugefügt wird. Jedoch kann keine schnellere Auflösung des keramischen Knochenersatzmaterials beobachtet werden.

Sánchez schliesst nach neueren tierexperimentellen Studien, dass es zu wenige Beweise für einen positiven Effekt bei der Nutzung von PRP in Kombination mit Knochenaugmentationen gibt (Sánchez et al., 2005).

Bei den eigenen Patienten (n=14; 53 Implantate) konnte entsprechend den Untersuchungen von Appel (2004) keine Verbesserung / Beschleunigung der Knochenneubildung durch den Zusatz von PRP erreicht werden.

4.4 Implantatüberleben

Die Angaben zur Erfolgserwartung von Implantaten haben sich in den letzten 30 Jahren deutlich gewandelt (Knöfler et al., 2004). Tetsch stellte noch im Jahr 1977 fest, dass nach sieben Jahren bis zu 40 % (33 bis 70 %) Misserfolge bei Implantaten auftraten. Seitdem wurden sukzessiv die Implantatüberlebensraten verbessert und sie erreichen heute selbst in der Sinusliftregion ein Niveau von ca. 85 bis 95 % (Davarpanah et al., 2002; Ludwig et al., 1997; Mazor et al., 2004; Sullivan et al., 2001).

Mit Verbesserung der Methoden und Materialien stiegen die Erfolgchancen, und die Einführung definierter statistischer Methoden erleichterte die Vergleichbarkeit verschiedener Studien. Dies betont auch die gemeinsame Stellungnahme von DGZMK und DGI zur Lebenserwartung von Implantaten (2001).

Bei der statistischen Analyse von implantatbezogenen Daten ist zu berücksichtigen, dass hier eine Mischung von abhängigen (Implantate eines einzelnen Patienten) und unabhängigen (Vergleich von Implantaten verschiedener Patienten) Beobachtungen vorliegt. Schätzungen der Überlebenszeit nach Kaplan-Meier setzen aber die Unabhängigkeit aller Beobachtungen voraus. Frühere Analysen von Implantatstudien haben versucht, dieses Problem zu beheben, indem sie entweder die Voraussetzungen ignorierten (Albrektsson, 1986; Haas et al., 1998; Garg, 1999; Sullivan et al., 2001; Davarpanah et al., 2002; Pinholt, 2003) oder pro Patient zufällig ein Implantat auswählten und nur die

Werte dieses Implantates mit in die Analyse einbezogen (Vehemente et al., 2002). Die erste Vorgehensweise ist mathematisch inkorrekt und unterschätzt die Varianz des Kaplan-Meier Schätzers. Die Zweite führt in einem erheblichen Informationsverlust, da nicht alle Beobachtungen in die Analyse einfließen. Dies führt außerdem zu einer größeren Varianz der Schätzer, da die Stichprobengröße verkleinert wird.

Ein möglicher Varianz-Schätzer, der diese gemischte Datenstruktur berücksichtigt, wurde von Ying und Wei vorgeschlagen (Ying und Wei, 1994) und von Chuang et al. auf die Survival-Analyse implantatbezogener Daten übertragen (Chung et al., 2001). Leider ist die von Chuang et al. vorgeschlagene Formel nicht korrekt (Nicolay, 2005).

In der vorliegenden Arbeit wurde deswegen der normale Varianz-Schätzer nach Greenwood benutzt. Die so erhaltene Varianz wird dadurch unterschätzt. Sie dient in diesem Zusammenhang allerdings nur als erster Anhaltspunkt. Der Kaplan-Meier-Schätzer als solcher bleibt in beiden Fällen derselbe.

Die zusammengefasste, multivariate Survival-Analyse mittels Cox-Regression berücksichtigt die Datenstruktur. Für die Mischung aus abhängigen und unabhängigen Daten (Cluster-Struktur) gibt es bereits seit längerem entsprechende Verfahren (Spiekerman und Lin, 1996; Spiekerman und Lin, 1998; Hougaard, 2001). Diese wurden bereits sowohl auf implantatbezogene Daten (Chuang et al., 2002a; Chuang et al., 2002b) als auch in der Analyse der Karies-Entstehung (Hannigan, 2004) angewandt.

Bei der Lebensdaueranalyse wird der Zusammenhang zwischen dem Implantatverlust und der seit der Insertion verstrichenen Zeit hergestellt, indem für ein Implantat das Verlustrisiko in Bezug zur Anzahl der nicht verlorenen Implantate eines jeden Zeitintervalles durch sukzessive Multiplikation ermittelt wird. Diese inzwischen etablierte Methode wurde bereits 1989 innerhalb der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde auf der Konsensuskonferenz für unverzichtbar erklärt (d'Hoedt, 1996), um eine Vergleichbarkeit durch definierte statistische Methoden zu erleichtern (Knöfler et al., 2004). Mit Hilfe des Log-Rank-Testes kann dann der Einfluss verschiedener Parameter geprüft werden (Schliephake et al., 1997). Dies wurde in der vorliegenden Studie für die Variablen Augementationsmaterial, Implantattyp, Primärstabilität, Nikotinkonsum und ein- gegen zweizeitiges Verfahren durchgeführt.

Am Ende des Beobachtungszeitraumes von zehn Jahren ergab sich in der vorliegenden Studie bezogen auf alle Modalitäten eine Verweildauerwahrscheinlichkeit von 93,2 % für das Gesamtkollektiv aller Implantate (Minimum 84,6% bei Spongiosatransplantaten; Maximum 96,5% bei Augmentation mit Cerasorb® alleine). Dieses erzielte Ergebnis liegt an der oberen Grenze des Erfahrungsbereichs aus der Literatur zu Implantation nach Sinusliftoperationen wobei ein Ergebnis von annähernd 90% nach 1014 Sinusliftoperationen mit 2997 Implantaten erzielt wurde (Jensen et al., 1999).

Der Implantatverlust fand in unseren Untersuchungen wie in früheren Studien beschrieben innerhalb des ersten Jahres statt (Blomqvist et al., 1998; Isaksson et al., 1994; Knöfler et al., 2004). Die überwiegende Anzahl ging während oder kurze Zeit nach der Einheilphase von drei bis sechs Monaten verloren (Knöfler et al., 2004). Es konnte ein gehäuftes Verlustrisiko vor oder um den Zeitpunkt der Freilegungsoperation beziehungsweise zwischen der Abutmentkonnektion und der prothetischen Versorgung festgestellt werden.

4.4.1 Implantatüberlebenswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit vom Augmentat

Hierzu ist lediglich eine Aussage über eine Tendenz möglich. Die generelle Betrachtungsweise ist streng genommen nicht exakt da die Gruppen mit den verschiedenen Augmentationsmaterialien nicht homogen waren (unterschiedliche Implantattypen: 3i, Mk II, Mk III, Mk IV, TiUnite).

Wurde die Implantatüberlebenswahrscheinlichkeit in Bezug zum verwendeten Augmentationsmaterial gesetzt, so wurde eine kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit der Implantate in absteigender Reihenfolge für Cerasorb® alleine (96,5 %), für die Mischungen von autologem Knochen mit den alloplastischen Materialien HAX (96,0 %), phasenreines β -TCP (95,6 %), Hydroxylapatit (Ceros HA®) (88,0 %) gefunden. Der Standardfehler von 22 % in der HAX-Gruppe zeigte allerdings bereits einen zu geringen Stichprobenumfang für diese Gruppe. Eine valide Aussage nach statistischen Kriterien ist daher zu diesem Material nicht möglich.

In der Literatur finden sich vergleichbare Werte für HA (Interpore®) mit Implantatüberlebensraten von 93 % (Kirsch et al., 1999; Zinner und Small, 1996) nach 17 Monaten und für bovines HA von 81 – 93 % nach sechs Monaten (Yildirim et al., 2000).

Die in reine Spongiosatransplantate inserierten Implantate hatten in der vorliegenden Studie die geringste Überlebenswahrscheinlichkeit mit 84,6 %. Allerdings lag der Standardfehler auch hier bei 23 %, so dass für diese Gruppe und die HAX-Gruppe entsprechend der statistischen Kriterien keine endgültige Aussage getroffen werden kann. Die vorgelegte Studie kann hierzu lediglich deskriptiven Charakter haben.

Die Überlebensraten in allen Materialien bzw. Mischungen unterschieden sich statistisch signifikant voneinander ($p=0,0177$). Es konnte festgehalten werden, dass die Werte für die Augmentatgruppe mit reinem Cerasorb® bzw. der Spongiosa-Cerasorb® Mischung zahlenmäßig bessere Überlebensraten aufwiesen als in den anderen Mischungen und vor allem bessere Werte als für das reine Spongiosatransplantat. Mit Zunahme der Fallzahlen könnte dies bei konstanter Entwicklung zu weiteren Signifikanzen führen. Daher ist eine längere Beobachtungszeit sinnvoll.

Bereits im Jahr 1998 wurde von Jensen diese Sonderstellung des Augmentationsmaterials Cerasorb® beobachtet. Er beschrieb eine sehr hohe kumulative Überlebensrate von 99 – 100 % wenn β -TCP zusammen mit autologem Knochen zur Sinusbodenelevation eingebracht wurde.

Im Jahre 2000 legten Reinhardt und Kreusser eine Beobachtungsstudie zu Cerasorb® als alleiniges Augmentationsmaterial in der Sinusliftregion vor. Es wurden 39 Patienten mit insgesamt 101 Implantaten unter alleiniger Anwendung von Cerasorb® versorgt, wobei lediglich ein Implantatverlust verzeichnet wurde. Die Implantatüberlebensrate für den angegebenen Beobachtungszeitraum von 3,5 Jahren betrug 99 %. Dies übertrifft zahlenmäßig noch etwas die Ergebnisse für Cerasorb® in der vorliegenden Studie mit einer Überlebensrate von 96,5 %, wenn man berücksichtigt, dass der Beobachtungszeitraum um 30 Monate verlängert ist. Zu ähnlich guten Ergebnissen kommt die Studiengruppe Engelke et al. (2003). In einem fünfjährigen Beobachtungszeitraum wurden 83 Patienten entweder einseitig oder beidseitig mit Implantaten in der Sinusliftregion versorgt. Nach Anhebung des Sinusbodens mit unterschiedlichen Mischungen aus Cerasorb® und au-

togenem Knochen wurden simultan 211 Implantate inseriert. Die erzielte Implantatüberlebensrate lag bei 94,79%.

Neueste Beobachtungen von Zijderveld (2005) beschreiben nach einer Beobachtungszeit von 12 Monaten eine Implantatüberlebensrate bei zweizeitiger Implantation von 100% (Zijderveld et al., 2005).

Im Gegensatz zu Untersuchungen von Jensen (1998) weisen die hier vorliegenden Ergebnisse eine Signifikanz auf. Jensen konnte unter Zugrundelegung der in der Konsensuskonferenz in Boston zusammengetragenen Daten von insgesamt 2997 Implantaten in 1007 Sinuslift-Operationen keinen signifikanten Unterschied im Implantatüberleben in den einzelnen Materialien feststellen. Nach fünf bis sechs Jahren betrug die kumulative Überlebensrate für die in Spongiosatransplantate inserierten Implantate 86,1 % (Jensen et al., 1998). Sie liegt damit ein wenig über der Rate für autologen Knochen der vorliegenden Studie (84,6%).

4.4.2 Implantatüberleben in Abhängigkeit des Implantat-Typs

Implantate weisen je nach Implantattyp eine glatte oder eine raue Oberflächenstruktur auf. Die Effektivität einer rauen Oberflächengestaltung von Implantaten wurde in der Literatur lange kontrovers diskutiert (Jensen et al., 1998; Davies, 1998). In jüngster Zeit wurde sie jedoch insbesondere für die posteriore Oberkieferregion (Schwartz-Arad, 2000) durch Ergebnisse tierexperimenteller (Rasmusson et al., 2001) und klinischer Studien zunehmend favorisiert (Abrahamson et al., 2001; Hosseini, 2000; London et al., 2000). Mustafa et al. (2001) sehen eine raue Oberfläche sogar als einen der wichtigsten Faktoren an, die einen Langzeit-Implantaterfolg, v. a. in Regionen von schlechter Knochenqualität und -quantität bestimmen.

Klokkevold et al. (2001) verglichen den Drehmomentwiderstand bei der Entfernung von Implantaten im Femur von Kaninchen. Untersucht wurden zwei Oberflächen: Säuregeätzte (Osseotite) und maschinerte / glatte Oberflächen (vergleichbar den Standard Mk II-Implantaten der Brånemarkreihe). Nach einer zweimonatigen Einheilphase war die

Kraft, die zur Entfernung der säuregeätzten Implantate aufgewendet werden musste, viermal größer als in Implantaten mit einer glatten Oberfläche.

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Implantattypen (Osseotite[®] und Brånemark[®]) bestehen aus Titan, einem bioinerten Werkstoff, der eine knöcherne Einheilung der Implantate über Kontaktosteogenese ermöglicht. Hierbei wandern knochenbildende Zellen, die aus den Blutkoageln am Implantationsort stammen, zur Implantatoberfläche. Das Fibrin des Blutkoagels bildet bei diesem Prozess eine dreidimensionale Matrix für die Migration. Ist das Fibrin der osteokonduktiven Oberfläche aufgelagert, bilden die osteogenen Zellen Knochen direkt auf der Implantatoberfläche. Dieser direkte Knochenanlagerungskontakt bleibt bei Implantaten ohne osteokonduktive Eigenschaften wie es zum Beispiel bei bioaktiven Materialien wie HA der Fall ist, aus. In diesem Fall würde sich das Blutkoagel zurückbilden und der Knochen sich auf dem umgebenden ortsständigen Knochen neu bilden. Diesen Vorgang bezeichnet man als Biointegration (Watzek et al., 2000).

Zur Implantation standen unterschiedliche Implantattypen zur Verfügung. Von den 514 ausgewerteten Implantaten wurden 71 Osseotite[®]- und 443 Brånemark[®]-Implantate inseriert. Die Osseotite[®]-Implantate verfügen –abgesehen von der kurzen kopfnahen Region- generell über eine raue Oberfläche (doppelt säuregeätzt).

Da in dem Sortiment der Firma Nobel Biocare bis zum Jahre 2000 nur glatte Implantatoberflächen vorhanden waren, wurden aufgrund von positiven Hinweisen in der damaligen Literatur seit 1998 zusätzlich 3i Osseotite[®]-Implantate mit einer rauen Implantatoberfläche eingesetzt. Die Brånemark[®]-Implantate dieser Studie weisen je nach Implantattyp entweder eine glatte oder raue (Titanoxid-) Oberflächenstruktur auf. In der vorliegenden Studie wurden 169 glatte (33%) Implantate verwendet. Dabei handelt es sich bis zum Jahr 1999 zunächst nur um Standardimplantate, ab Februar 1999 zusätzlich um Mk III oder Mk IV Implantate mit veränderter Implantatgeometrie. Ab 2000 wurden sämtliche glatten Implantate verlassen und durch oberflächenraue TiUnite[®]-Implantate Mk III und IV ersetzt.

- Osseotite[®]-Implantate

Sie weisen ein „Hybrid-Design“ auf: Der apikale Teil ist rau, und die zervikalen 3 mm sind maschinert. Als Ergebnis steht das Weichgewebe, bei auftretendem Knochenverlust, in Kontakt mit der weichen, glatten Oberfläche (Garlini et al., 2003).

Die Oberflächentopographie des apikalen Teiles wird hier durch ein Säureätzverfahren mit Salz- und Schwefelsäure erzeugt, welches eine saubere Oberfläche ohne eingeschlossene Materialien oder Verunreinigungen auf der Oberfläche hinterlässt (Testori et al., 2001). Es entsteht eine Mikrostruktur, die im Vergleich zu den traditionell gefrästen Implantaten eine durchschnittlich doppelt so hohe Rauigkeit aufweist (Garlini et al., 2003).

- Brånemark[®]-Implantate

Zur Anwendung kamen sowohl Standardimplantate Mk II, als auch solche der TiUnite[®]-Reihe Mk III und Mk IV. Während die Standardimplantate die klassischen Implantate repräsentieren, welche in zahlreichen Studien zur Osseointegration untersucht wurden, repräsentieren die TiUnite[®]-Implantate eine neue Generation mit unterschiedlichem Schraubendesign und anders behandelter Oberfläche (Da Cunha et al., 2004; Friberg, 2002). Oberfläche und Design wurden verändert um die Insertion zu vereinfachen, welches wiederum das Trauma und die Operationszeit reduziert und die Primär- und Sekundärstabilität verbessern soll (Meredith, 1998; Friberg et al., 1999).

Bei den Mk III- und Mk IV-Implantaten handelt es sich um selbstschneidende, konische Implantate, die eine mikroporöse Oberfläche mit dem Markennamen TiUnite[®] aufweisen. Die TiUnite[®] Mk IV-Implantate haben im Gegensatz zu den TiUnite[®] Mk III Implantaten ein so genanntes Doppelgewinde, welches übereinander liegt und feiner ist. Die Anlagerungsfläche wird damit gegenüber den TiUnite[®] Mk III-Implantaten vergrößert, und ist somit besonders für Knochen der Qualität IV geeignet. Mit Ausnahme der Implantatschulter umfasst die poröse Struktur die gesamte Oberfläche, die Relieftiefe vergrößert sich kontinuierlich von koronal nach apikal (Koch, 2001). Das Brånemark-System ist aufgrund seiner jahrzehntelangen Anwendung zahlreich

erforscht und verändert worden. Durch die stete Weiterentwicklung der Implantate ist dieses System universell anwendbar und greift auf eine Vielzahl von Studien mit hohem Langzeiterfolg zurück (Albrektsson, 1986; Da Cunha et al., 2004; Friberg, 2002).

In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden welcher Implantattyp eine bessere Osseointegration zeigt, bzw. welcher Typ eine bessere Überlebensrate erzielt. Insgesamt wurden n=71 Osseotite[®]-Implantate, n=89 Mk II Implantate, n=2 Mk III-Implantate, n=78 MkIV-Implantate, n=84 TiUnite[®] Mk-III und 190 TiUnite[®] Mk-IV Implantate inseriert.

Werden die Überlebensraten der verschiedenen Implantattypen isoliert von den anderen Einflußfaktoren wie zum Beispiel dem Augmentationsmaterial und Augmentationsverfahren(ein- oder zweizeitig) miteinander verglichen, so kommt man zu folgenden prozentualen Ergebnissen:

Die höchste Überlebensrate zeigten die glatten Mk III Implantate (n=3, d.h. sehr wenige) mit einer Überlebensrate von 100%, gefolgt von den rauen Mk III TiUnite[®]-Implantaten (n=84) mit 97,6 %, knapp vor denen der Gruppe Mk IV-TiUnite[®] (n=190) mit 95,3 %. Die glatten Mk IV-Implantate lagen bei 93,6%. Mit 90,1 % stellten die Osseotite[®]-Implantate einen ähnlichen Erfolg wie die glatten Mk II mit 89,9 % dar. Zu diesem Ergebnis liegt allerdings keine statistische Signifikanz vor ($p=0,0701$). Hierzu sind die zu vergleichenden Gruppen nicht homogen genug und weisen vor allem nicht die nötige Gruppengröße auf.

Um eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Implantatcharakteristika erlangen zu können, sollten zukünftig idealisierte Studien durchgeführt werden. Es sollte nur das eine Merkmal von Interesse unterschiedlich sein, während die anderen Parameter gleich bleiben (Esposito, 2003).

Untersucht man die Oberflächenbeschaffenheit getrennt nach glatten (n=169) und rauen (n=345) Implantaten, so steht ein Implantatüberleben von 90 % bei den glatten einem Erfolg von 96,1 % der rauen Implantate mit einer statistischen Signifikanz von $p=0,003$ gegenüber. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Froum und Wallace (2003), die in einer Untersuchung zum Implantatüberleben nach Sinusbodenaug-

mentation eine Überlebensrate von 82,4% für glatte und 95,2% für raue Implantate erreichten.

Ähnliche Resultate erzielten Baschong und Lambrecht (2004) in ihrer in Vitro-Studie zum Einfluss der Implantatoberfläche auf die osteogene Frühphase. In dieser Studie konnte zumindest exemplarisch demonstriert werden, dass bei glatter Ti-Oberfläche die Osseointegrationsphase länger dauert als bei einem Ti-Implantat mit entsprechend strukturierter (rauer), die Zellstimulation begünstigender Oberfläche. Somit wird beim glatten Implantat der Zeitpunkt der vollen klinischen Belastbarkeit später eintreten, dies in Übereinstimmung mit tierexperimentellen und klinischen Studien, die für Implantate mit strukturierter Oberfläche sowohl eine schnellere Osseointegration als auch eine frühere Belastbarkeit belegen konnten (Buser et al., 1999; Ericsson et al., 1994; Larsson et al., 1996; Froum und Wallace, 2003).

Dass eine frühere Belastbarkeit die Dauerhaftigkeit nicht beeinträchtigen muss, bestätigen auch neueste Metaanalysen zur Dauerhaftigkeit von Dentalimplantaten (Esposito et al., 2003). Begründet durch die erstellte Metaanalyse von verschiedenen randomisierten, klinischen Untersuchungen gibt es keinen verlässlichen Beweis, der die Überlegenheit einer Implantatoberfläche, eines Beschichtungsmaterials oder einer bestimmten Form gegenüber anderen beweist (Esposito et al., 2003).

4.5 Primärstabilität und Implantatüberleben

Die Primärstabilität wird als Grundvoraussetzung für die erfolgreiche Osseointegration eines Implantates angesehen (Brånemark et al., 1977; Albrektsson et al., 1986; Nedir et al., 2004).

Unter dem Terminus „Primärstabilität“ versteht man die Stabilität, die ein Implantat zum Zeitpunkt seiner Insertion besitzt. Demgegenüber steht die Sekundärstabilität, welche nach einer bestimmten Einheilphase vor der prothetischen Belastung gemessen wird.

Sowohl die Primär-, als auch die Sekundärstabilität werden meist durch subjektives Empfinden des Operateurs bewertet.

Die Mehrzahl der Autoren stimmen bislang darin überein, dass die Primärstabilität für den Erfolg und die Langlebigkeit von osseointegrierten Implantaten wichtig ist (Meredith, 1998; Friberg et al., 1999; Nedir et al., 2004).

Es gibt drei bestimmende Parameter, um eine ausreichende Stabilität bei Insertion zu erreichen (Da Cunha et al., 2004):

- Implantatgeometrie
- Operationsverlauf
- Knochenqualität der Empfängerregion

Bei ihren eigenen Patienten kamen bei Da Cunha et al. bis zum Jahre 2004 zunehmend TiUnite[®] Mk III- und Mk IV-Implantate anstatt von Standard Implantaten der Bråne-markreihe zur Anwendung, da diese in Bezug auf Implantatoberfläche und -design verbessert worden waren. Diese Anpassung an die schwierigen Knochenverhältnisse mit D3 und D4 Qualität im Implantatdesign wurde auch in der Abteilung für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Bonn nachvollzogen.

Allerdings konnte in der vorliegenden Studie kein statistisch signifikanter Unterschied ($p=0,1461$) im Hinblick auf die Überlebenschance primärstabiler (Verlustrate 6 %), fraglich primärstabiler (Verlustrate 4,5 %) und primär nicht stabiler (Verlustrate 18,2 %) Implantate ermittelt werden. Jedoch waren die Zahlen der fraglich primärstabilen $n=22$ und der primär nicht stabilen $n=11$ Implantate zu gering, um eine valide Aussage zu treffen. Bei der relativ geringen Verlustzahl dieser beiden Gruppen wurde deutlich, dass sich ein Erhaltungsversuch von Implantaten, die primär nicht sicher stabil sind, lohnt.

Bei Durchsicht der Literatur finden sich keine Daten über den Erfolg bzw. Misserfolg fraglich primärstabil gesetzter Implantate in den Sinuslift. Es wurde das Verhalten fraglich stabil inserierter Implantate bisher nicht untersucht.

4.6 Rauchen und Implantatüberleben

In zahlreichen Studien stellt der Nikotinkonsum einen Faktor dar, der die Prognose hinsichtlich des Implantaterfolges verschlechtert (Shulman et al., 1999; Ludwig et al., 1997; Jensen et al., 1998).

Bei Rauchern findet sich ein deutlich erhöhtes Risiko für das Auftreten von Dehiszenzen und postoperativen Komplikationen, die häufig einem Implantatverlust vorausgehen (Small et al., 1993; Block und Kent, 1997).

In einer Konsensuskonferenz in Massachusetts (1996) berichteten Shulman et al., dass sie in einer Studie mit 320 inserierten Implantaten ein erhöhtes Verlustrisiko bei rauchenden Patienten feststellen konnten ($p < 0,05$). Bei dem von Shulman et al. in dieser Studie untersuchten Patientenkollektiv gingen von 62 bei Rauchern inserierten Implantaten insgesamt 8 Implantate verloren (13 %), während in der Gruppe der Nichtraucher von 258 inserierten Implantaten eine Anzahl von $n=13$ verloren ging (5 %).

Ursächlich für einen erhöhten Implantatverlust ist nach Rosenlicht (1999) eine eingeschränkte Wundheilung in Folge einer Beschädigung der Vorläuferzellen der Fibroblasten mit der Konsequenz einer Ischämie und Inhibition einer Epithelproliferation. Zur Minimierung des Risikos bei Rauchern empfiehlt er daher eine Nikotinabstinenz von 15 Tagen prä- bis 6 Wochen postoperativ (Rosenlicht, 1999). Eine weniger restriktive Empfehlung von Smiler (1987) schlägt eine Karenz von mindestens 10 Tagen prä- bis 2 Wochen post operationem vor. Andernfalls ist offenbar nicht nur die initiale Wundheilung und Einheilung des Transplantates, sondern auch die Langzeitüberlebensrate des Augmentates gefährdet. Dies wurde bereits von Nolan (1985) im Rahmen einer tierexperimentellen Studie an 344 Ratten postuliert, die eine signifikant erhöhte Komplikationsrate nach Langzeitrauchen beobachten konnten (Nolan et al., 1985).

Ihrer randomisierten, prospektiven klinischen Studie nach -mit mehr als 800 Patienten und über 2900 enossalen Implantaten- folgerte die Gruppe um Lambert (2000) hingegen, dass ein früher Implantatverlust nicht durch Rauchen begünstigt wird. Jedoch belegt auch diese Studie, dass in dem Gesamtbeobachtungszeitraum von 3 Jahren die Verlustrate bei Rauchern höher war als bei Nichtrauchern. Die vermehrten Verluste treten nach Lamberts Beobachtungen erst zwischen der Freilegungsoperation und der

Eingliederung des definitiven Zahnersatzes auf. Somit wurde geschlussfolgert, dass die erhöhten Verlustraten bei Rauchern nicht auf schlechte Wundheilung und Osseointegration zurückzuführen wäre, sondern eventuell eher auf die Exposition periimplantären Gewebes gegenüber den im Rauch enthaltenen Toxinen zum Zeitpunkt der Implantatfreilegung (Lambert et al., 2000).

In der vorliegenden Studie fand sich rechnerisch eine geringere Implantatüberlebensrate in der Gruppe der Raucher (91,8 %) gegenüber den Nichtrauchern (94,9 %). Eine statistische Signifikanz bezüglich der höheren Implantatüberlebensrate in der Gruppe der Nichtraucher ergab sich aus den vorliegenden Werten jedoch nicht ($p=0,33$).

Diese Resultate decken sich mit denen von Blomqvist et al. (1998). In seiner prospektiven Studie mit 50 Patienten, davon 19 Raucher, 18 ehemalige Raucher und 13 Nichtraucher, konnte ebenfalls keine Korrelation zwischen einem erhöhten Implantatverlust und der Rauchgewohnheit festgestellt werden (Blomqvist et al., 1998). Eine eindeutige Prognoseveränderung durch das Merkmal Nikotinkonsum ist der Literatur zur Zeit nicht zu entnehmen.

Die Tatsache, dass die mehrfach beschriebenen negativen Auswirkungen des Nikotinkonsums in der beschriebenen Studie nicht nachgewiesen wurden, könnte aber möglicherweise auch darauf zurückgeführt werden, dass die Patienten präoperativ über den Zusammenhang von Rauchen und einem erhöhten Implantatverlust aufgeklärt wurden. In Einzelfällen der untersuchten Patienten war sogar bekannt, dass der erhebliche operative und materielle Aufwand einige Patienten dazu motivieren konnte, den Nikotinkonsum einzuschränken oder zumindest vorübergehend einzustellen. Eine genauere Auswertung des perioperativen Rauchverhaltens war aufgrund mangelnder Angaben nicht möglich.

4.7 Ein- versus zweizeitiges Verfahren

Je nach Ausmaß der Atrophie können Implantate im Zusammenhang mit der Kieferhöhlenbodenerhöhung entweder gemeinsam mit der Augmentation (einzeitiges / simultanes Vorgehen) oder zu einem späteren Zeitpunkt (zweizeitiges Vorgehen) inseriert werden.

Die Indikation für ein einzeitiges Vorgehen wurde in dieser Studie bei einer vorhandenen minimalen Restknochenhöhe von 5 mm in den ersten 6 Jahren und in den Jahren 2000–2004 in einer Resthöhe von 4 mm gesehen.

Bei hochatrophen Kiefern bzw. in Fällen, bei denen keine sichere Primärstabilität und optimale Implantatposition erreicht werden konnte, heilte das Transplantat in Übereinstimmung mit der Literatur 5 bis 9 Monate am Boden der Kieferhöhle ein, bevor die Implantation erfolgte (Lekholm et al., 1999; Szabo et al., 2005; Tatum et al., 1993; Wilkert-Walter et al., 2002; Zijderveld et al., 2005).

Der Wechsel des internen Klinikstandards von einer anfänglichen Grenzhöhe von 5 mm auf 4 mm korrespondiert mit Angaben der Literatur. Während Tatum et al. (1993) und Lekholm et al. (1999) noch eine Resthöhe von 5 mm propagieren, befanden Peleg et al. bereits 1999 eine Resthöhe von 3 mm als ausreichend. Die guten Ergebnisse des anfänglichen einzeitigen Verfahrens in dieser Studie erlaubten im Übrigen die Verminderung der Anforderungen an die Restknochenhöhe. Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche einzeitige Therapie ist eine anfängliche Stabilität sowohl des Augmentates als auch der Implantate (Blomqvist et al., 1997). Kann diese bei der Simultanimplantation erreicht werden, erscheint die einzeitige Vorgehensweise gestattet (Huang et al., 2004; Kahnberg et al., 2001; Mazor et al., 2004).

In der Literatur finden sich unterschiedliche Äußerungen zu den Verfahren. Die Mehrheit der Autoren der zurückliegenden Literatur ist jedoch der Ansicht, dass eine suffizientere Implantatintegration erzielt wird, wenn ein zweizeitiges Operationsverfahren vorgenommen wird (Schliephake et al., 1999; Lekholm et al., 1999).

Auch tierexperimentell- histologische Untersuchungen belegen einerseits, dass eine vollständige Osseointegration der einzeitig inserierten Dentalimplantate nicht garantiert werden kann, und es gelegentlich sogar zu bindegewebigen Umscheidungen der Ge-

windeoberflächen im Sinne einer Distanzosteogenese kommen kann (Merten et al., 2000). Die erfolgreiche Osseointegration bei der einzeitigen Vorgehensweise dauerte im Experiment deutlich länger als bei Implantaten, die in autochtonen oder augmentierten Knochen, im Regenerationsprozess eingesetzt werden.

Jedoch gelangen die klinisch dokumentierten Fälle noch nicht zu einem einheitlichen Ergebnis. In einer Studie an eigenen Patienten der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Universität Bonn wurde kein statistischer Nachweis dafür gefunden, dass es bei einzeitiger Implantation zu einer Verschlechterung des kumulativen Überlebens kommt. In einer weiteren Studie wurden sogar bessere Überlebensraten für das einzeitige gegenüber dem zweizeitigen Procedere beobachtet (Kalender, 2002). Die hier vorgestellten Daten mit langfristigerem Hintergrund bestätigen diesen Trend noch.

Als Vorteil des einzeitigen Vorgehens ist allgemein die verkürzte Gesamtbehandlungszeit zu nennen, da eine weitere Operation zur Insertion der Implantate wegfällt. Nachteilig ist jedoch die erhöhte Gefahr einer prothetischen Fehlpositionierung. Um eine anfängliche Primärstabilität zu erlangen kann der Operateur gezwungen sein die optimale Implantatposition geringfügig verlassen zu müssen unter Akzeptanz einer weniger günstigen Neigung des inserierten Implantates. Dies kann theoretisch die nachfolgende prothetische Versorgung erschweren (Blomqvist et al., 1997), was allerdings in dieser Studie eventuell wegen der prothetischen Versorgungskonzepte oder der Flexibilität der prothetischen Versorgung nicht in Erscheinung trat.

Demgegenüber steht das zweizeitige Procedere, dessen Vorteile sich zunächst darin widerspiegeln, dass eine erneute Planung, und bei Bedarf sogar eine Nachaugmenta-tion möglich ist. Nach der Einheilzeit des Augmentates ist der Knochen bereits vaskula-risiert und durch den Umbau ergibt sich eine festere spongiöse Struktur, in die die Imp-lantate mit einer erhöhten Primärstabilität sicherer platziert werden können (Blomqvist et al., 1997).

Der Nachteil des zweizeitigen Vorgehens liegt in der längeren Gesamtbehandlungsdauer. Die Dauer bis zur endgültigen prothetischen Rehabilitation kann bei sekundärer Im-plantation bis zu zwei Jahre dauern. Ein weiteres Problem ist die fehlende Kraffteinlei-

tung in den Knochen über die Zeit der Einheilung mit dem konsekutiv verbundenen teilweisen Transplantatverlust durch Resorption, insbesondere wenn es sich ausschließlich um autologen Knochen handelt. Diesem kann man in gewisser Weise entgegenwirken, wenn man Knochenersatzmaterialien zumischt, die nur langsam resorbiert werden (Martini, 2001).

In der vorliegenden Studie konnten 265 Implantate simultan zur Sinusliftoperation gesetzt werden. Die Überlebensrate betrug 94,5 %. Aufgrund eines ungenügenden Knochenangebotes und einer nicht zu erreichenden Primärstabilität wurden 249 Implantate nach einer durchschnittlichen Einheilzeit von 7,24 Monaten in einem zweizeitigen Vorgehen inseriert. Bei diesem Procedere betrug die Überlebensrate 93 %.

Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Vorgehensweisen ($p=0,67$) ausgemacht werden.

Die vorliegenden Ergebnisse sind damit geringfügig besser als die von Froum und Wallace in einem „systematic review“ von 2003 beschrieben. Sie verglichen acht randomisierte, klinische Untersuchungen zur Implantation nach Sinuslift. Der Erfolg für eine einzeitige Implantation lag bei 89,7 %, während die zweizeitige Implantation 89,6 % erreichte.

Durch die in der Klinik für Mund-, Kiefer- und plastische Gesichtschirurgie der Uni-Bonn gewählte Grenze der Restknochenhöhe für ein- bzw. zweizeitiges Verfahren konnte in der Patientengruppe mit einer im Vergleich der relevanten Literatur deutlich schlechteren Ausgangssituation mittels primärer Augmentation und sekundärer Implantatinsertion ein nahezu gleich gutes Implantatüberleben erzielt werden wie beim einzeitigen Verfahren. Beide Ergebnisse wiederum liegen auf dem gleichen Erfolgsniveau wie die Ergebnisse anderer Studien (Ludwig et al., 1997; Froum und Wallace, 2003). Auch hauseigene Erfahrungen mit kürzerer Beobachtungsdauer haben vergleichbare Ergebnisse erzielt (Martini, 2001; Kalender, 2002).

5 Zusammenfassung

Im Zeitraum von Mai 1994 bis August 2004 wurde bei insgesamt 144 Patienten eine Sinuslift-Operation durchgeführt. Bei 70 Patienten mussten beide Kieferhöhlenböden augmentiert werden, bei weiteren 73 Patienten erfolgte eine einseitige (41 rechts, 32 links) Sinusbodenelevation.

Von 514 Implantaten wurden 265 simultan zur Sinusliftoperation implantiert, 249 in einem zweizeitigen Verfahren. Hierbei betrug der Zeitraum zwischen Augmentation und Implantatinsertion durchschnittlich 7,5 Monate.

Die darauf folgende Einheilzeit der Implantate dauerte im Durchschnitt 7,24 Monate, nach welcher die Implantate freigelegt werden konnten. Nach durchschnittlich einem weiteren Monat fand die prothetische Versorgung statt.

Zur Schaffung eines ausreichenden Knochenlagers in der Kieferhöhle wurde verschiedenes Augmentationsmaterial verwendet. Im Einzelnen waren dies:

1. Algipore[®] (Fa. Friadent GmbH, Mannheim) in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=2 Implantate),
2. BioGran[®] (Fa. Orthovita, Malvern, PA, USA) in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=8 Implantate),
3. chronOs[™] (Mathys Medizinaltechnik AG) in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=2 Implantate),
4. Cerasorb[®] (phasenreines β -Trikalziumphosphat der Fa. Curasan Pharma AG, Kleinostheim) mit den Korngrößen 500–1000 μm und 1000–2000 μm solo oder auch in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=346 Implantate),
5. Ceros HA[®] 80 / 82 (Fa. Mathys Medizinaltechnik, Bettlach, Schweiz) und autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=50 Implantate),
6. HAX (Arbeitsname eines innovativen, noch nicht im Handel befindlichen Knochenersatzmaterials) in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=62 Implantate),
7. OsteoGraf[®] 300 und 700 (CeraMed Dental, Idar-Oberstein) in Kombination mit autologer Spongiosa vom Beckenkamm (n=5 Implantate),
8. Autologe Spongiosa vom Beckenkamm ohne Zusatz von Knochenersatzmaterial (n=39 Implantate).

Als Implantatsysteme fanden zum einen Implantate der Brånemark[®]-Reihe (Fa. Nobel Biocare, Köln) MkII (n=89), Mk III (n=2), Mk IV (n=78), TiUnite[®] MkIII (n=84) und TiUnite[®] MkIV (n=190); sowie Osseotite[®]-Implantate (Fa. 3i Implant Innovations, Karlsruhe) (n=71) Anwendung. Der Nachuntersuchungszeitraum von der Implantatinsertion bis zum Studienende 2004 betrug durchschnittlich 37,61 Monate mit einem Minimum von einem Monat bis zu einem Maximum von 117 Monaten.

Die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit der Implantate im augmentierten Oberkiefer war nach Kaplan-Meier bei einer Mischung aus autologer Spongiosa mit Cerasorb[®] (95,0 %) besser als für Ceros[®] mit autologem Knochen (88 %) und deutlich besser als bei autologem Knochen alleine (79,5 %).

Ein Einfluss der verwendeten Implantattypen auf das Implantatüberleben konnte nicht festgestellt werden. Dahingegen konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den unterschiedlichen Implantatoberflächen ermittelt werden. Bessere Überlebensraten ergaben sich für die rauen (96,1 %) gegenüber den glatten Implantaten (90,1 %).

Ein Einfluss sowohl der unterschiedlichen Voraussetzungen von Seiten des Patienten (Patientengeschlecht und Rauchverhalten), als auch der operationsbedingten Variablen (Primärstabilität, Auftreten einer intraoperativen Perforation der Schneiderschen Membran) wie der materialgebundenen Unterschiede (Implantattyp) konnte nicht nachgewiesen werden. Unter der Voraussetzung einer Primärstabilität wurde eine kumulative Implantatüberlebensrate von 93,2 % beobachtet.

Die Gesamtbewertung ergab, dass zwischen den meisten der Auswertungsparameter dieser Studie kaum signifikante Unterschiede feststellbar waren, d.h. dass es sich bei den getroffenen Urteilen jeweils nur um Tendaussagen handeln kann. Die Erfolgswahrscheinlichkeit von dentalen Implantaten ist heute insgesamt so hoch, dass nur über eine sehr große Zahl in den einzelnen Merkmalsgruppen Unterschiede herausgearbeitet werden können. Dafür sind aber die hier auszuwertenden Datenmengen immer noch zu klein.

Idealerweise sollten künftige Studien einen größeren Homogenisierungspool erreichen um noch feinere Aussagen zu Prognoseabhängigkeit von Einzelparametern zu erreichen. Um definierte Ergebnisse erzielen zu können, müssten künftige Studien ein kontrolliertes prospektives Studiendesign aufweisen.

Die eigenen Ergebnisse bestätigen jedoch, dass die Sinusliftoperation unter den hier verwendeten Bedingungen zur Vorbereitung der Implantataufnahme eine für die Praxis umsetzbare, voraussagbare Therapiemöglichkeit darstellt.

6 Literaturverzeichnis

Abrahamson I, Zitzmann NU, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:323-32.

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.

Appel T. Einfluß thrombozytärer Wachstumsfaktoren auf die Regeneration bei knöchernen Defekten nach Implantation von β - Tricalciumphosphat und Applikation von unterschiedlicher Membranen. 2004.

Anitua E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of use in the treatment of future sites for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:529-535.

Ariji Y, Kuroki T, Moriguchi S, Ariji E, Kanda S. Age changes in the volume of the human maxillary sinus. A study using computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1994;23:163.

Arzt T, Maschtowski J, Merten HA, Wimmer F, Schmidt KH. Sinuselevation durch Osteogenese mittels eines osteoinduktiven Proteinkomplexes. *Z Zahnärztl Implantol* 1996;12:5-13.

Baschong W, Lambrecht J TH. Einfluss der Implantatoberfläche auf die osteogene Frühphase in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004;114;792-99.

Behrens E, Härle F. Sinus-lift Operation mit intraoral gewonnenen Knochentransplantaten. *ZM* 2003;93:948-953.

Block MS, Kent JN. Maxillary Sinus Grafting for totally and partially edentulous patients. *JADA* 1993;124:139-143.

Block MS, Kent JN. Sinus Augmentation for dental implants: The use of autogenous bone. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:1281-6.

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.

Blomqvist JE, Alberius P, Isaksson S, Linde A, Obrant K. Importance of bone graft quality for implant integration after maxillary sinus reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;86:268-74.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16:1-132.

Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snétivy D, Nolte LP. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1999;45:75-83.

Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991;20:75.

Chanavaz M. Maxillary Sinus: Anatomy, Physiology, Surgery, and Bone Grafting Related to Implantology - Eleven Years of Surgical Experience (1979-1990). *J Oral Impl* 1990;16:199-209.

Chuang SK, Tian L, Wei LJ, Dodson TB. Kaplan-Meier Analysis of Dental Implant Survival: A Strategy for Estimating Survival with Clustered Observations: J Dent Res 2001;80(11):2016-2020.

Chuang SK, Wei LJ, Douglass CW, Dodson TB. Risk Factors for Dental Implant Failure: A Strategy for the Analysis of Clustered Failure-Time Observations. J Dent Res 2002a;81(8): 572-577.

Chuang SK, Tian L, Wei LJ, Dodson TB. Predicting Dental Implant Survival by Use of the Marginal Approach of the Semi-parametric Survival Methods for Clustered Observations. J Dent Res 2002b;81(12):851-855.

Cosci F, Luccioli M. A new sinus lift Technique in Conjunction with placement of 265 Implants: a 6-Year retrospective study. Implant Dent 2000;9:363-368.

Cranin AN, Sirakian A, Russell D, Klein M. The role of incision design and location in the healing processes of alveolar ridges and implant host sites. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:483-91.

Crawford EA. The Use of ramus bone cores for maxillary sinus bone grafting: a surgical technique. J Implant 2001;27:82-88.

Da Cunha HA, Francischone CE, Filho HN, Gomes de Oliveira RC. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard and TiUnite® single-tooth implants under immediate loading. Int J Oral Maxillofac Impl 2004;19(4):578-585.

Daelemans P, Hermans M, Godet F, Malevez C. Autologous bone graft to augment the maxillary sinus in conjunction with immediate endosseous implants: a retrospective study up to 5 years. Int J Periodontics Restorative Dent 1997;17(1):27-39.

Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, Michel JF. A Prospective Multicenter Evaluation of 1583 3i Implants: 1- to 5-year Data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:820-828.

Davies JE. Mechanisms of Endosseous Integration: Basic concepts of Early Healing. *Int J Prosthodont* 1998;11:391-401.

D'Hoedt B. Prognosen und Zukunftsperspektiven. In : Koeck B und Wagner W (eds.) *Implantologie PDZ* 13;1996:329-340.

Drettner B. Pathophysiology of paranasal sinuses with clinical implications. *Clin Otolaryngol* 1980;5:277.

Eggli PS, Müller W, Schenk RK. The role of pore size on bone ingrowth and implant substitution in hydroxyapatite and tricalciumphosphate ceramics. *Advances in Biomaterials, Biomaterials and clinical applications*, Pizzoferrate et al. (eds.), Elsevier Science Publ. B.V. Amsterdam, 1987:53-56.

Engelke W, Schwarzwaller W, Behnsen A, Jacobs HG. Subantrosopic laterobasal sinus floor augmentation: an up-to-5-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:135-143.

Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-Implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin Oral Impl Res* 1994;5(4):202-6.

Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental Implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2003(4):CD003815.

Eymer H, Preusse FE. Platelet-Rich Plasma. Erste klinische Beobachtungen mit autologen Wachstumsfaktoren zur Verbesserung augmentativer Verfahren mit autologem, xenogenem sowie synthetischem Knochenersatzmaterial. *Implant* 1999;4:399-406.

Foitzik C, Staus H. Phasenreines β -Trikalziumphosphat zum Knochenersatz bei parodontaler Indikation. *Quintessenz* 1999;10:1049-58.

Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Leckholm U. A comparison between placement torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. A 20-month clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:297-303.

Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical Outcome of Branemark System Implants of Various Diameters: A Retrospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:671-677.

Froum SJ, Tarnow DP, Wallace SS, Rohrer MD, Cho SC. Sinusbodenelevation mit einer anorganischen, bovinen Knochenmatrix (OsteoGraf[®]/N) mit und ohne autologen Knochen: klinische, histologische, röntgenologische und histomorphometrische Analyse-Teil 2 einer andauernden, prospektiven Studie. *Int J Parodontol Rest Zahnheilkd* 1998;18:495-509.

Froum SJ, Wallace SS, Tarnow DP, Cho SC. Auswirkung von thrombozytenreichem Plasma auf das Knochenwachstum und die Osseointegration in menschlichen maxillären Sinustransplantaten - Drei bilaterale Fallberichte. *Int J Par Rest Zahnheilkd* 2002;22/1:45-53.

Froum SJ, Wallace SS. Effect of Maxillary Sinus Augmentation on the Survival of Endosseous Dental Implants. A Systematic Review. *Ann Periodontol* 2003;8:328-343.

Furusawa T, Mizunuma K. Osteoconductive Properties and efficacy of resorbable bioactive glass as a bonegrafting material. *Implant Dent* 1997;6:93-101.

Garg AK. Augmentation Grafting of the Maxillary Sinus for Placement of Dental Implants: Anatomy, Physiology and Procedures. *Implant Dent* 1999;8:36-45.

Garlini G, Bianchi C, Chierichetti V, Sigurtà D, Maiorana C, Santoro F. Retrospective Clinical Study of Osseotite Implants: Zero-to-5-year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:589-593.

Goldberg VM, Stevenson S. Natural history of autografts and allografts. *Clin Orthop.* 1987;7:225

Gottsauer A, Hardt N. Technik und Erfahrungen mit der Sinuslift-OP und enossalen Implantaten. *Z Zahnärztl Implantol* 1993;9:184-187.

Gustmann J. Mit plättchenreichem Plasma Knochen schneller und sicher regenerieren. Teil 2 –Cerasorb in Verbindung mit PRP- der neue Goldstandard zum neuen Jahrtausend. *J Implant* 2000;2:68-78.

Gruber A. Erfahrungen mit Cerasorb in der Praxis des niedergelassenen Chirurgen In: *Der niedergelassene Chirurg. Sonderdruck*:1999;14.

Haas R, Donath K, Födinger M, Watzek G. Bovine hydroxyapatite for maxillary sinus grafting. Comparative histomorphometric findings in sheep. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:107-16.

Hannigan A. Using Survival Methodologies in Demonstrating Caries Efficacy. *J Dent Res* 83 (Spec. No. C) 2004:C99-C102.

Härle F. Chirurgische Vorbereitung der Kiefer. In: Hupfauf L, (eds.) *Praxis der Zahnheilkunde Band 7, Totalprothese.* 1991:39-63.

Herberhold C. Physiologie und Pathophysiologie der Nasennebenhöhlen. *Arch Otorhinolaryngol* 1982;235:1-40.

Hidding J, Hemprich A. Klinische Ergebnisse bei der Verwendung eines neuen porösen Hydroxylapatites (Ceros 80[®]) in Block- und Granulatform. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:101-104.

Hirsch JM, Ericsson I. Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. Clin Oral Impl Res 1991;2:91-96.

Horch HH, Steegmann B. Erfahrungen mit dem resorbierbaren TCP-Keramikgranulat zur Füllung grösserer Knochendefekte nach Zystektomie im Kieferbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1985;40:672-7.

Hosseini M. Fibrin Retention by Implant Surfaces – The Foundation of Contact Osteogenesis. Osseotite[®] Global Research Forum-Abstracts 2000.

Hotz G, Krempien B, Mall G, Wetzel A. Bioreaktionen an einem Knochenersatzmaterial aus Meeresalgen mit extraossalen Lagergewebe. Z Zahnärztl Implantol 1990;6:266-74.

Hougaard P. Analysis of Multivariate Survival Data (2nd printing). Springer Verlag, New York 2001.

Huang YF, Zhou L, Song GB. Clinical application of maxillary sinus augmentation, bone graft and simultaneously placement of implant with trephine bur. Chinese J stomatol 2004;39:153-4.

Hürzeler M, Kirsch A, Ackermann KL, Quiñones CR. Reconstruction of the severely resorbed maxilla with dental Implants in the augmented maxillary sinus: A 5 –year clinical investigation. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:466-75.

Isaksson S. Evaluation of three bone grafting techniques for severely resorbed maxillae in conjunction with immediate endosseous implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1994;9:679-88.

Jensen OT, Greer R. Immediate placement of osseointegrating implants into the maxillary sinus augmented with mineralized cancellous allograft and Gore-Tex: Second-stage surgical and histological findings. In: Laney WR, Tolmann DE (eds.). *Tissue Integration in Oral, Orthopedic, and Maxillofacial Reconstruction*. Chicago: Quintessence. 1992;321-333.

Jensen OT. Maxillary Sinus Function After Sinus Lifts For the Insertion of Dental Implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:940.

Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. A Consensus Conference on the Sinus Graft 1996. In: Jensen OT (eds.) *The sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999:209-227.

Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998,13(Suppl.):11-32.

Kahnberg KE, Ekestubbe A, Gröndahl K, Nilsson P, Hirsch JM. Sinus lifting procedure. One-stage surgery with bone transplant and implants. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:479-87.

Kalender F. Prospektiver klinischer Vergleich zweier Implantat-Systeme –Osseotite[®] versus Brånemark[®]– im Sinusliftimplantat. Inaugural-Dissertation der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2002.

Kasperk C, Ewers R, Simons B, Kasperk R. Algae-derived (phycogene) hydroxylapatite. A comparative histological study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17:319-24.

Kent JN, Block MS. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. *J Oral Maxillofacial Surg* 1989; 47:238-42.

Khoury F, Pingel D, Joos U. Die Sinusbodenelevation mit simultaner Implantation unter Verwendung von Knochentransplantaten aus dem Unterkiefer. *Z Zahnärztl Implantol* 1993;9:175-180.

Khoury F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: A 6-year clinical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:557-564.

Kirsch A, Ackermann KL, Hürzeler MB, Hutmacher D. Sinus Grafting with porous hydroxyapatite. In: Jensen OT (eds.) *The sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999:79-94.

Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implant Res* 2001;12:350-357.

Koch JH. Unterkiefer-Rehabilitation mit Implantaten in sieben Stunden. Vorstellung eines neuen Implantatsystems. BLZK, Quintessenz-Verlag, Heft 1 - 2 – 2001.

Knöfler W, Knöfler A, Graf HL. Die Überlebenswahrscheinlichkeit von Implantaten in einer zahnärztlichen Praxis im Zeitraum von zehn Jahren. *Z Zahnärztl Implantol* 2004;20(4):230-246.

Kramer FJ, Schliephake H, Wichmann M. Enossale Implantate zur kaufunktionellen Rehabilitation des extrem atrophierten zahnlosen Oberkiefers. *Mund Kiefer GesichtsChir* 1999;3:19-23.

Kreusser B, Reinhardt C. Retrospektive Studie nach Implantation mit Sinuslift und Cerasorb- Augmentation. *Dent Implantol* 2000;4:18-26.

Kübler NR, Will C, Depprich R, Betz T, Reinhart E, Bill JS, Reuther JF. Vergleichende Untersuchungen zur Sinusbodenelevation mit autogenem und allogenen Knochengewebe. *Mund Kiefer Gesichtschir* 1999;3:53-60.

Lambert PM, Morris HF, Ochi S. The influence of smoking on 3-year clinical success of osseointegrated dental implants. *Annals of Periodontology / the American Academy of Periodontology* 2000;5:79-89.

Lambrecht JT, Schiel HJ. Die Kieferhöhlenosteoplastik (Sinus graft). *Acta Med Dent Helv* 1999;4:49-54.

Landi L, Pretel RW Jr, Hakimi NM, Setayesh R. Maxillary sinus floor elevation using a combination of DFDBA and bovine-derived porous hydroxyapatite: a preliminary histologic and histomorphometric report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:574-83.

Larsson C, Thomsen P, Aronsson BO, Rodahl M, Lausmaa J, Kasemo B, Ericson LE. Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thickness. *Biomaterials* 1996;17:605-16.

Lekholm U, Wannfors K, Isaksson S, Adielsson B. Oral Implants in combination with bone grafts. A 3-year retrospective multicenter study using Brånemark[®] implant system. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999;28:181-187.

London R, Baker D, O'Neal T. A Histologic Evaluation of Four Different Implant Surfaces. *Osseotite[®] Global Research Forum-Abstracts* 2000.

Ludwig A, Holweg A, Engelke W. Augmentation des Sinusbodens durch autogene Knochen transplantation zur primären Insertion von dentalen Implantaten. *Z Zahnärztl Implantol* 1997;13:63-67.

Lundgren S, Moy P, Johansson C, Nilsson H. Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:760-6.

Lynch SE, Genco RG, Marx RE. Platelet-rich plasma: a source for bone grafts. *Tissue Engineering* 1999;4:71-78.

Malow JB, Creticos CM. Nonsurgical treatment of sinusitis. *Otolaryngol Clin North Am* 1989;22:809-18.

Martini M. Sinuslift und endossale Implantation. Eine retrospective Sechsjahresstudie. Inaugural-Dissertation der Rheinischen-Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2001.

Mazor Z, Peleg M, Garg AK, Luboshitz J. Platelet-Rich Plasma for Bone Graft enhancement in Sinus Floor Augmentation with Simultaneous Implant Placement: Patient Series Study. *Implant Dent* 2004;13:65-72.

McCarthy C, Patel RR, Wragg PF, Brook IM. Sinus Augmentation Bone Graft for the Provision of Dental Implants: Report of Clinical Outcome. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2003;18:377-382.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.

Merkx MAW, Maltha JC, Stoelinga PJW. Assessment of the value of anorganic bone additives in sinus floor augmentation: a review of clinical reports. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2003;32:1-6.

Merten HA, Wiltfang J, Honig JF, Funke M, Luhr HG. Intraindividuellem Vergleich von alpha- und beta-TCP-Keramik im Tierexperiment. *Mund Kiefer GesichtsChir* 2000;4:509-512.

Misch CE. Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *Int J Oral Implantol* 1987;4:49-58.

Misch CE. The pharmacologic management of maxillary sinus elevation surgery. *J Oral Implant* 1992;18:15-23.

Moy P, Lundgren S, Holmes R. Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofac Surg* 1993; 51:857-62.

Mustafa K, Wennenberg A, Wroblek J, Hultenby K, Silva Lopez B, Arvidson K. Determining optimal surface roughness of TiO² blasted titanium implants material for attachment, proliferation of cells derived from human mandibular alveolar bone. *Clin Oral Implant Res* 2001;15:515-525.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:529-39.

Neukam FW, Esser E. *Implantologie. Mund Kiefer Gesichtschir* 2000;4:249-256.

Neukam FW, Schultze-Mosgau S. Implantate bei ausgedehnten Knochendefiziten In: Koeck B, Wagner W (eds.), *Implantologie*. München: Urban & Fischer 2004;8:184-228.

Nkenke E, Schlegel A, Schultze-Mosgau S, Neukam FW, Wiltfang J. The endoscopically controlled osteotome sinus floor elevation: a preliminary prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:557-66.

Nolan J, Jenkin R, Kurihara K, Schultz R. The acute effects of cigarette smoke exposure on experimental skin flaps. *Plast Reconstr Surg* 1985;75:544-551.

Olson JW, Dent CD, Dominici JT. The influence of maxillary sinus augmentation on the success of dental implants through second-stage surgery. *Implant Dent* 1997;6:225-228.

Osborn JF. Hydroxylapatitkeramik-granulate und ihre Systematik. *ZM* 1987;7:840-42.

Osborn JF, Newesely H. Dynamic aspects of the implant-bone interface. In: Heimke G, (eds.) *Dental implants*, Carl Hanser Verlag, München 1980:111.

Peleg M, Mazor Z, Garg AK. Augmentation Grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:549-56.

Pinholt EM. Branemark® and ITI® dental implants in the human bone-grafted maxilla: a comparative evaluation. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:584-592.

Pikos MA. Maxillary sinus membrane repair: Report of a technique for large perforations. *Implant Dent* 1999;8:29-33.

Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin implant dentistry and related research* 2001;3:2-8.

Regev E, Smith RA, Perrott DH, Pogrel MA. Maxillary sinus complications related to endosseous implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:451-461.

Reinhardt C, Kreusser B. Retrospektive Studie nach Implantation mit Sinuslift und Cerasorb-Augmentation. *Dent Implantol* 2000;4:18-26.

Reuther JF, Kübler NR. Die Wiederherstellung des Unterkiefers: Therapeutisches Vorgehen nach Kontinuitätsverlust durch Entzündung, Trauma oder Tumor. *Dtsch Ärzteblatt* 1999;16:A1054

Roldán JC, Jepsen S, Schmidt C, Knüppel H, Rueger DC, Açil Y, Terheyden H. Sinus floor augmentation with simultaneous placement of dental implants in the presence of platelet-rich plasma or recombinant human bone morphogenetic protein-7. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:716-723.

Rosenbauer KA, Engelhardt JP, Koch H, Stüttgen U. Kieferhöhle. In: Rosenbauer (eds.) *Klinische Anatomie der Kopf- und Halsregion für Zahnmediziner*. Stuttgart: Thieme 1998:236.

Rosenlicht JL. Indications and Contraindications for Sinus Grafting. In: Jensen OT (eds.) *The Sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999:7-15.

Rosenlicht JL, Tarnow D. Human histologic evidence of integration of functionally loaded HA-coated implants placed simultaneously with sinus augmentation: a case report 2 ½ years postplacement. *Int J Oral Implantol* 1999;1:7-10.

Roth H, Müller W, Spiessl B. Zur Behandlung grossvolumiger Knochendefekte im Kieferbereich mit Hydroxylapatit-Granulat. *Schweiz Mschr Zahnmed* 94, Nr.3 1984;222-227.

Sánchez AR, Eckert SE, Sheridan PJ, Weaver AL. Influence of platelet-rich plasma added to xenogenic bone grafts on bone mineral density associated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:526-32.

Schepers EJJ, Ducheyne P, Barbier L, Schepers S. Bioactive glass particles of narrow size range: a new material for the repair of bone defects. *Implant Dent* 1993;2:51-52.

Schlegel KA, Kloss FR, Schultze-Mosgau S, Neukam FW, Wiltfang J. Tierexperimentelle Untersuchung zum Einfluss verschiedener Thrombozytenkonzentrate auf die Defektregeneration mit autogenem Knochen und Kombinationen von autogenem Knochen und Knochenersatzmaterialien (Biogran) und Aligipore- Mikroradiographische Ergebnisbewertung. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 2003;7:112-118.

Schliephake H, Neukam FW, Wichmann M, Hausamen JE. Langzeitergebnisse osteointegrierter Schraubenimplantate in Kombination mit Osteoplastiken. *Z Zahnärztl Implantol* 1997;13:73-8.

Schliephake H, Neukam FW, Schmelzeisen R, Wichmann M. Long-term results of endosteal implants used for restoration of oral function after oncologic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999; 28:260-265.

Schwartz-Arad D, Dolev E. The challenge of endosseous implants placed in the posterior partially edentulous maxilla. A case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:261-264.

Shlomi B, Horowitz I, Kahn A, Dobriyan A, Chaushu G. The Effect of Sinus Membrane Perforation and Repair with Lambone on the Outcome of Maxillary Sinus Floor Augmentation: A Radiographic Assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:559-562.

Shulman LB, Jensen OT, Block MS, Iacono VJ. A Consensus Conference on the Sinus Graft. In: Jensen OT (eds.) *The sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999:209-227.

Small SA, Zinner ID, Panno FV, Shapiro HJ, Stein JI. Augmenting the Maxillary Sinus for Implants: Report of 27 Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:523-528.

Smiler DG, Johnson PW, Lozada JL, Misch C, Rosenlicht JL, Tatum OH Jr., Wagner JR. Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the Atrophic Posterior Maxilla. *Dent Clin North Am* 1992;36:151-88.

Smiler DG. The Sinus Lift Graft: Basic Technique and Variations. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1997;8:885-893.

Spiekerman CF, Lin DY. Checking the marginal Cox model for correlated failure time data. *Biometrika* 1996;83:143-156.

Spiekerman CF, Lin DY. Marginal Regression Models for Multivariate Failure Time Data. *J Am Statistic Assoc* 1998;93:1164-1175.

Sullivan DY, Sherwood RL, Porter SS. Long-Term Performance of Osseotite Implants: A 6-Year Clinical Follow-Up. *Compendium* 2001;22:326-334.

Szabo G, Suba Z, Hrabak K, Barabas J, Nemeth Z. Autogenous Bone Versus β -TCP Graft Alone for Bilateral Sinus Elevations: Preliminary Results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:681-692.

Szabo G, Huys L, Coulthard P, Maiorana C, Garagiola U, Barabas J, Nemeth Z, Hrabak K, Suba Z. A prospective multicenter randomized clinical trial of autogenous bone versus beta-tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevation: histologic and histomorphometric evaluation. *Int J Oral Malxillofac Implants* 2005;3:371-381.

Tadjoedin ES, De Lange GL, Holzmann PJ, Kuiper L, Burger EH. Histological observations on biopsies harvested following sinus floor elevation using a bioactive glass material of narrow size range. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:334-344.

Tadjoedin ES, De Lange GL, Lyaruu DM, Kuiper L, Burger EH. High concentrations of bioactive glass material (BioGran[®]) vs. autogenous bone for sinus floor elevation. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:428-436.

Tarnow DP, Wallace SS, Froum SJ, Rohrer MD, Cho SC. Histologic and clinical comparison of bilateral sinus floor elevations with and without barrier membrane placement in 12 patients: part 3 of an ongoing prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:116-125.

Tatum H Jr. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am* 1986;30:207-229.

Tatum OJ, Lebowitz MS, Tatum CA, Borgner RA. Sinus augmentation: rationale, development, long term results. *New York State Dental Journal* 1993;5:43-48.

Taylor JC, Cuff SE, Leger JP, Morra A, Anderson GI. In vitro osteoclast resorption of bone substitute biomaterials used for implant site augmentation: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:321.

Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:193-200.

Tetsch P. Misserfolge bei enossal verankerten Implantaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1977;23:302-307.

Tidwell JK, Blijorp PA, Stoeling PJW, Brouns JB, Hinderks F. Composite grafting of the maxillary sinus for placement of endosteal implants. A preliminary report of 48 patients. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1992;22:294-299.

Timmenga NM, Raghoobar GM, Boering G, van Weissenbruch R. Maxillary Sinus Function after sinus lifts for the insertion of dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:936-939.

Tong DC, Rioux K, Drangsholt M, Beirne OR. A Review of Survival Rates for Implants Placed in Grafted Maxillary Sinuses Using Meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:175-182.

Triplet RG, Schow SR. Surgical advances in Implant Dentistry. *Tex Dent J* 1994;10:12-19.

Triplet RG, Schow SR. Autologous bone grafts and endosseous implants: complementary techniques. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;54:486-94.

Ulm CW, Solar P, Krennmair G, Matejka M, Watzek G. Incidence and suggested surgical management of septa in sinus-lift procedures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:462.

Valentin AH, Barber D, Seckinger RJ, Benner KU. Die Bedeutung osteokonduktiver Eigenschaften von Glasparkeln uniformer Größe (Biogran®) am Beispiel der Sinusbodenelevation - Erste Untersuchungsergebnisse. *Impl* 2000;1:35-43.

Vehemente VA, Chuang SK, Daher S, Muftu A, Dodson TB. Risk Factors Affecting Dental Implant Survival. *J Oral Implantol* 2002;28(2):74-81.

Vlassis JM, Fugazzotto PA. A classification system for sinus membrane perforations during augmentation procedures with options for repair. *J Periodontol* 1999;70:692-699.

Wagner W, Al Nawas B. Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W(eds.) *Implantologie*. München: Urban& Fischer 2004;5:62-65.

Watzek G, Ulm CW, Haas R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. Grafting In: Jensen OT (eds.) *The sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999:31-47.

Watzek G, Mailath-Pokorny G. Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M, (eds.) *Zahnärztliche Chirurgie*. Stuttgart: Thieme Verlag, 2000:127-168.

Wilkert-Walter C, Jaenicke S, Spuentrup E, Laurin TH. Kieferhöhlenuntersuchung nach Sinusbodenelevation kombiniert mit autologer Onlay-Osteoplastik. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* 2002;6:336-340.

Wiltfang J, Schutze-Mosgau S, Merten HA, Kessler P, Ludwig A, Engelke W. Endoscopic and ultrasonographic evaluation of the maxillary sinus after combined sinus floor

augmentation and implant insertion. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology* 2000;89:288-291.

Wiltfang J, Schlegel KA, Zimmermann R, Merten HA, Kloss FR, Neukam FW, Schultze-Mosgau S. Beurteilung der Knochenregeneration nach kombinierter Anwendung von Platelet-rich plasma und Knochenersatzmaterialien im Rahmen der Sinusbodenelevation. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:38.

Wiltfang J, Schlegel KA, Schultze-Mosgau S, Nkenke E, Zimmermann R, Kessler P. Sinus floor augmentation with β -TCP: does platelet-rich plasma promote osseous integration and degradation? *Clin Oral Impl Res* 2003;14:213-218.

Ying Z, Wei LJ. The Kaplan-Meier Estimate for Dependent Failure Time Observations. *J Multivariate Analysis* 1994;50:17-29.

Yildirim M, Spiekermann H, Biesterfeld S, Edelhoff D. Maxillary sinus augmentation using xenogenic bone substitute material Bio-Oss[®] in combination with venous blood. A histologic and histomorphometric study in humans. *Clin Oral Impl Res* 2000;11:217-29.

Ziccardi VB, Betts NJ. Complications of maxillary sinus augmentation. In: Jensen OT (eds.) *The sinus bone graft*. Chicago: Quintessence 1999;201-8.

Zijderveld SA, Zerbo IR, van den Bergh JP, Schulten EA, ten Bruggenkate CM. Maxillary sinus floor augmentation using a beta-tricalcium phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;3:432-40.

Zimble MS, Lebowitz RA, Glickman R, Brecht LE, Jacobs JB. Antral augmentation, osseointegration, and sinusitis: the otolaryngologist's perspective. *Am J rhinol* 1998;12:311-6.

Zinner I, Small S. Sinus-lift graft: using the maxillary sinus to support implants. *JADA* 1996;127:51-57.

7 Abbildungsverzeichnis

	Seite
Abbildung 1: Geschlechtsverteilung	13
Abbildung 2: Simultane oder sekundäre Implantatinserktion	13
Abbildung 3: Darstellung verwendeter Implantatsysteme.	15
Abbildung 4: Anlegen und Einschwenken des Knochenfensters	17
Abbildung 5: Füllung der Kieferhöhle.	18
Abbildung 6: Implantatanzahl im jeweilig verwendeten Augmentationsmaterial	21
Abbildung 7: Implantatanzahl und -verluste in den verschiedenen Augmentationsmaterialien.....	22
Abbildung 8: Verwendete Implantattypen im Beobachtungszeitraum	25
Abbildung 9: K.-M.-Analyse der verwendeten Implantattypen.....	26
Abbildung 10: K.-M.-Analyse der Gesamtimplantatzahl	27
Abbildung 11: Häufigkeitsverteilung der Verluste bezogen auf den Beobachtungszeitraum	27
Abbildung 12: K.-M.-Analyse der Primärstabilität.....	29
Abbildung 13: K.-M.-Analyse vorhandener Perforationen	31
Abbildung 14: K.-M. Analyse des ein- bzw. zweizeitigen Operationsverfahren.....	31
Abbildung 15: Xenogenes Hydroxylapatit aus marinen Algen (Algipore®).	45
Abbildung 16: Mischung aus synthetischem Hydroxylapatit und Trikalziumphosphat (Ceros 82®).	46
Abbildung 17: Synthetisches β -Trikalziumphosphat (Cerasorb®).....	47
Abbildung 18: Synthetisches β -Trikalziumphosphat (ChronOs™).	49
Abbildung 19: Synthetisches Trikalziumphosphat in Glasphase (Biogran®).....	51

8 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
α – TCP	alpha Tricalciumphosphat
A. maxillaris	Arteria maxillaris
autol.	Autolog
β – TCP	beta Tricalciumphosphat
Bk	Beckenkamm
BM	Brånemark
BMP	Bone Morphogenetic Protein
BoF	Bonefit
CS	Cerasorb®
DGI	Deutsche Gesellschaft für Implantologie
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DVT	digitale Volumtomografie
et al.	und andere
e.o.	extraoral
ez	einzeitig
Fa.	Firma
frgl. ps	fraglich primärstabil
ggf.	gegebenenfalls
HA	Hydroxylapatitkeramik
HAX/HAK	Hydroxylapatitkeramik mit speziellem Medikamentenzusatz
IGF	Insulin Like Growth Factor
i.o.	intraoral
k. A.	keine Angabe
KH	Kieferhöhle
kum.	kumulativ
K.-M.-Analyse	Kaplan-Meier- Analyse
Mk II/III/IV	Mark II/III/IV Implantatsystem der Firma Nobel Biocare
NaCl	Natrium-Chlorid
NNH	Nasennebenhöhlenaufnahme

OPT/OPG	Orthopantomogramm
OT	Osseotite
PDGF	Platelet Derived Growth Factor
PRP	platelet-riched plasma
ps	primärstabil
S.	Seite
spong.	spongiös
Spong	Spongiosa
SL	Sinuslift
Tab.	Tabelle
TCP	Trikalziumphosphat
TGF	Transforming Growth Factor
UK	Unterkiefer
Vergr.	Vergrößerung
zz	zweizeitig

9 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt

Herrn Prof. Dr. Dr. R. H. Reich für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit, die gute Betreuung und sein stetes Interesse am Fortgang der Arbeit.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich Herrn Dr. Dr. M. Martini für die außerordentlich gute Betreuung, die freundliche, geistreiche und phantasievolle Unterstützung, die ich während der Entstehung der vorliegenden Arbeit in Anspruch nehmen durfte.

Danken möchte ich meinem Freund Philipp. Ohne seine geduldige Hilfestellung beim Layout dieser vorliegenden Arbeit wären viele Schritte mühevoller gewesen.

Der größte Dank gilt jedoch meiner Familie, ohne deren immerwährende Ermutigung und Unterstützung in jeglicher Hinsicht diese Arbeit nicht entstanden wäre. Für Euren permanenten Rückhalt bin ich Euch überaus dankbar.

Darüber hinaus möchte ich mich auch bedanken bei

Frau Seibert und ihren Kolleginnen für die Archivierungsarbeit der Patientenakten und die freundliche Hilfeleistung.

Frau Nikolay aus dem IMBI- Bonn für die statistische Auswertung der Daten.