

## Dentalimplantatdesign und optimale Behandlungsergebnisse



Douglas Deporter, DDS, PhD\*

*Die meisten enossalen Dentalimplantate sind schraubenförmig, während Press-Fit-Implantate mit gesinterter poröser Oberfläche (SPS) sich über das dreidimensionale Einwachsen des Knochens in die poröse Oberfläche integrieren. Diese beiden Arten von Implantaten sind für unterschiedliche Empfängerbereiche geeignet. Wenn sie entsprechend eingesetzt werden, ermöglichen sie eine optimale und minimalinvasive Behandlung. In dem vorliegenden Bericht wird die Meinung vertreten, dass Schraubenimplantate am besten ab einer gewissen Länge (mit einer „definierten intraossären Länge“ von mehr als 8 mm) und bei dichtem Knochen geeignet sind. Press-Fit-SPS-Implantate hingegen funktionieren optimal bei kürzeren Längen („definierte intraossäre Länge“ von bis zu 5 mm) und besonders in Spongiosa. Implantate mit Schraubgewinde sind besser für die sofortige Insertion und sofortige Belastung geeignet, während Press-Fit-SPS-Implantate in resorbierten Seitenzahnbereichen, auch im Oberkiefer mit nur 3 mm subantralem Knochen, gut funktionieren. Das Wissen um die Vorteile und Einschränkungen dieser beiden Implantatkonzepte ist der Schlüssel für eine erfolgreiche und minimalinvasive Behandlung. (Int J Par Rest Zahnheilkd 2009;29:589–597.)*

\* Professor, Discipline of Periodontology and Oral Reconstructive Center, Faculty of Dentistry, University of Toronto, Toronto, Ontario, Kanada.

Korrespondenz an: Dr. Douglas Deporter, Faculty of Dentistry, University of Toronto, 124 Edward Street, Toronto, Ontario M5G 1G6 Kanada;  
 Fax: +1 416-979-4936; E-Mail: douglas.deporter@dentistry.utoronto.ca

Man kann nicht davon ausgehen, dass ein einziges Implantatdesign und eine einzige chirurgische Vorgehensweise für alle klinischen Situationen ausreichen. Manche Implantattypen eignen sich besser für dichteren Knochen, während andere in Spongiosa gut funktionieren. Ein Schlüssel zum Erfolg in der Dentalimplantologie ist das Wissen darum, wie die unterschiedlichen Designs und chirurgischen Vorgehensweisen am besten eingesetzt werden.

### Literaturüberblick

Die meisten derzeit verwendeten Implantate sind schraubenförmig<sup>1</sup>. Das ursprüngliche Bränemark-Implantat<sup>2</sup> hatte eine maschinerte (also kaum aufgeraute) Oberfläche mit parallelen Linien (0,1 µm Breite/Tiefe)<sup>3</sup>, die eine Knochenbildung durch Kontaktosteogenese unmöglich machte<sup>4,5</sup>. Daher war eine längere Einheilungszeit (mithilfe der Distanzosteogenese<sup>5</sup>) erforderlich. Außerdem war das Knochen-Implantat-Interface nach der Integration schwach<sup>6</sup>. Maschinerte Implantate funktionierten bei Längen von mindestens 10 mm ganz gut<sup>7</sup>, aber bei Implantaten von 7 bis 8,5 mm Länge traten hohe Misserfolgs-



raten auf (18,5 % bis 27 %) <sup>8-10</sup>. Außerdem funktionierten sie in Knochen von geringer Dichte (Typ IV <sup>11</sup>) nur schlecht. Hier lagen die Misserfolgsraten bei 16 % und mehr <sup>12-14</sup>. Deshalb wurden die maschinieren Implantate zugunsten von Implantaten mit mäßig rauer Oberfläche ( $Sa \leq 2 \mu m$ ) aufgegeben <sup>15</sup>. Maschinierete Implantate gar nicht mehr einzusetzen, ist vielleicht von Nachteil, da bei ihnen ein geringeres Risiko einer Periimplantitis besteht als bei manchen rauerer Implantaten <sup>16-18</sup>. Für manche Patienten (z. B. Raucher, die eine implantatgetragene Deckprothese wünschen <sup>19-21</sup>) können sie eventuell von Nutzen sein.

Die für Implantate mit maschinierter Oberfläche geltenden Einschränkungen lassen sich vielleicht durch eine Unterpräparation der Osteotomie überwinden <sup>22-24</sup>, aber die meisten Untersucher bevorzugen rauere Implantate, um eine größere Oberfläche zu haben und die Osteokonduktivität zu fördern <sup>3, 5</sup>. Die verwendeten Oberflächen sind unter anderem mit Titanplasma-spray oder mit Hydroxylapatit beschichtet, säuregeätzt, sandgestrahlt (mit oder ohne anschließende Säureätzung) und anodisiert <sup>3, 15, 25, 26</sup>. Bei der Plasmaspraybeschichtung entstehen sehr raue Oberflächen ( $Sa \geq 20 \mu m$ ). Mit den anderen Methoden wird nur eine moderate Rauigkeit erzeugt ( $Sa \leq 2 \mu m$ ). Die letzteren Oberflächen fördern die raschere Integration <sup>5</sup> und den erhöhten Knochen-Implantat-Kontakt mit verstärktem Widerstand gegen das Drehmoment (d. h. vertikale Scherkräfte) <sup>6</sup>, aber ohne das erhöhte Risiko einer Periimplantitis, das bei Implantaten mit Plasmaspraybeschichtung beobachtet wurde <sup>27-31</sup>. Khang et al. <sup>32</sup> berichteten von prospektiven, Split-mouth-, randomisierten kontrollierten klinischen Studien

an 97 Patienten, die säuregeätzte und maschinierete Implantate erhielten. Die Misserfolgsraten betragen nach 48 Monaten für die maschinieren Implantate 13 % und für die säuregeätzten Implantate 5 %. Ähnlich niedrige Misserfolgsraten hatten die meisten übrigen <sup>33-36</sup>, aber nicht alle <sup>21, 37-40</sup> mäßig rauen Implantate zu verzeichnen.

Eine optimale Oberflächenrauigkeit für Schraubenimplantate muss tatsächlich noch definiert werden <sup>41</sup>. Zu den neuesten Trends zählt das Konzept der Submikron-Oberflächen („Nano“-Oberflächen). Ein Hersteller hat eine säurebehandelte Oberfläche vorgestellt, in die auch Calciumphosphatkristalle eingebettet sind. Aus frühen Berichten geht hervor, dass diese „Nano-Oberfläche“ einen besseren Knochen-Implantat-Kontakt bewirkt als die Säurebehandlung allein <sup>42</sup>. Ein signifikanter klinischer Nutzen muss allerdings noch nachgewiesen werden.

Weitere Faktoren, die sich auf die Behandlungsergebnisse auswirken, sind der Implantatdurchmesser <sup>43-53</sup>, die Höhe und Geometrie sowie die Oberflächenbehandlung des Implantatstängels <sup>54-64</sup> und das Platform-Switching <sup>64-66</sup>. Aus frühen Berichten <sup>43-46</sup> geht hervor, dass bei maschinieren Implantaten mit größerem Durchmesser (5 mm) höhere Misserfolgsraten auftreten. Dies steht aber wahrscheinlich mit der Lernkurve der Behandler im Zusammenhang, da später von besseren Ergebnissen berichtet wurde <sup>47, 48</sup>. Bei breiteren maschinieren Implantaten ist die Spannungsübertragung besser <sup>49</sup> und der Abbau des kristallinen Knochens geringer <sup>50</sup>. Gute Ergebnisse wurden auch mit moderat rauen Implantaten erzielt, die einen breiteren (4,8 bis 6,0 mm) Durchmesser hatten <sup>51-53</sup>.

### Der Implantathals

Beim Design des Implantathalses werden die Länge, die Geometrie und die Oberflächenbearbeitung berücksichtigt. Die Länge des Halses entspricht dem Abstand vom „Mikrospalt“ (dem Spalt zwischen Implantat und Abutment) zu den Implantatbereichen, die für die Integration verantwortlich sind (normalerweise auf der Höhe der ersten Windung). Die Länge des Halses muss ausreichend sein, um die biologische Breite zu gewährleisten (d. h. eine 1 bis 2 mm breite Zone aus fibrösem Gewebe, das nötig ist, um den Knochen vom Sulkusepithel zu isolieren)<sup>54-58</sup>. Üblicherweise hatte der Implantathals eine polierte Oberfläche, um das Misserfolgsrisiko zu mindern<sup>59</sup>. Eine zu große Länge des Halses (mehr als 2 mm) kann den weiteren krestalen Knochenabbau begünstigen (über das Zugeständnis an die biologische Breite hinaus), was die Folge von Stress-Shielding/Inaktivitätsatrophie sein kann<sup>60-62</sup>.

Zwei jüngere Innovationen bieten mögliche Lösungen für die Minimierung der Länge des Implantathalses und des krestalen Knochenabbaus an. Mikrogewinde am Implantathals werden verwendet, um eine moderate Belastung des krestalen Knochens zu fördern, was das Risiko einer Inaktivitätsatrophie mindert<sup>63, 64</sup>. Mit dem Platform-Switching<sup>65, 66</sup> hingegen wird beabsichtigt, den Abstand zwischen dem bakteriell kontaminierten Mikrospalt<sup>67</sup> und seinen inhärenten Mikrobewegungen unter Belastung vom krestalen Knochen zu vergrößern. Außerdem wird damit eine horizontale Oberflächenkomponente am Implantat geschaffen, die für die biologische Breite zur Verfügung steht. In seiner einfachsten Form wird für das Platform-Switching ein prophetisches

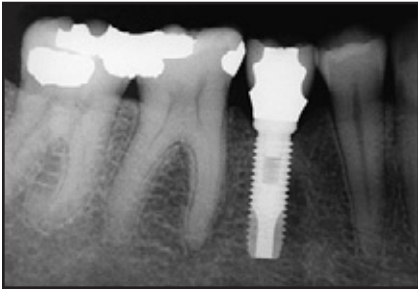
Abutment verwendet, das einen etwas kleineren Durchmesser hat als das Implantat. Das Platform-Switching bietet auch biomechanische Vorteile, weil die Spannungskonzentrationen vom krestalen Knochen weg verlagert werden<sup>68</sup>. In Studien zu Implantaten, deren Hälse mit einem Mikrogewinde versehen waren<sup>63, 64</sup>, wirkte sich das Platform-Switching ebenfalls auf die Ergebnisse aus. Shin et al.<sup>69</sup> untersuchten drei Schraubenimplantattypen mit unterschiedlichen Hälse, wobei auch die Implantate selbst unterschiedliche Gewindekonfigurationen hatten. Untersucht wurden die folgenden Implantathälse (1) poliert (Ankylos, Friadent), (2) sandgestrahlt (Stage-1, Lifecore) und (3) Mikrogewinde, sandgestrahlt und säuregeätzt (Oneplant, Warantec). Der stärkste Knochenabbau trat an den sandgestrahlten Implantathälse auf (Stage-1), der geringste an den Implantathälse mit Mikrogewinde. Die Stage-1-Implantate hatten eine ähnliche Gewindekonfiguration wie die ITI-SLA-Implantate (Straumann). Ihr mäßig rauer Hals bot nur eine geringe Möglichkeit für eine krestale Spannungsübertragung, aber sie zeigten ein erhöhtes Risiko für das Auftreten einer Perimplantitis nach dem Remodeling des Knochenkamms, das durch die biologische Breite bestimmt ist<sup>17</sup>.

Wohrle<sup>70</sup> beschrieb ein Implantatdesign mit girlandenförmigem anodisiertem Hals, der der Schmelz-Zement-Grenze nachgebildet war. Es wurde erwartet, dass bei diesem Implantat mehr interproximaler Knochen erhalten bliebe, womit eine optimale Umbildung des Papillengewebes bewirkt werden konnte. Das Design hatte allerdings die gegenteilige Wirkung, d. h. es förderte den Abbau des Knochenkamms, statt ihn einzuschränken<sup>21, 38, 39</sup>.

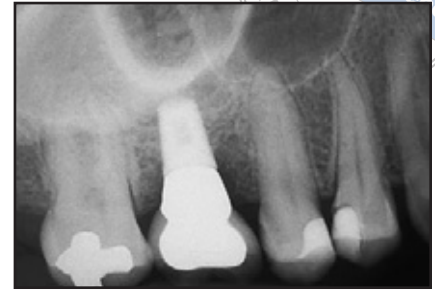
### Die Implantatlänge

Als „kurz“ wird mittlerweile ein Implantat bezeichnet, das eine „geplante intraossäre Länge“ (d. h. die Länge, die die Integration erzielen bzw. erhalten soll) von bis zu 8 mm hat<sup>71</sup>. Goene et al.<sup>72</sup> berichteten über 7 mm und 8,5 mm lange säuregeätzte Implantate (Osseotite, Biomet 3i). 17 der 311 Implantate (also 5,5 %) waren 7 mm lang. Die Misserfolgsrate betrug 11,8 % (2 von 17) für Implantate mit 7 mm Länge (die sehr kurz waren<sup>71</sup>) und 3,7 % (11 von 294) für 8,5 mm lange Implantate (die „langen“ Implantate<sup>71</sup>). Auch Testori et al.<sup>73</sup> berichteten von 7 mm langen säuregeätzten Implantaten. Nur sieben der 485 inserierten Implantate waren 7 mm lang (mit einem Durchmesser von 5 bzw. 6 mm) und eines davon (14 %) versagte. Fugazzotto et al.<sup>51</sup> stellten Daten für ITI-SLA-Implantate (Straumann) mit einer geplanten intraossären Länge von 8 mm vor (Durchmesser von 4,8 mm), die alle als Ersatz für obere Molare inseriert wurden. Drei Implantate (1,6 %) gingen nach 0 bis 84 Monaten verloren. Die Follow-up-Berichte zu diesen Daten, die auch die Messungen zum kumulativen Knochenkammabbau enthalten, bieten sicher wichtige Informationen.

Die herkömmlichen Schraubenimplantate (ohne koronales Mikrogewinde) in den kurzen Längen<sup>74</sup> leiden unter den hohen Spannungen und Mikrofrakturen im krestalen Knochen, vor allem in den Gewindespitzen unterhalb der lateral einwirkenden Kräfte<sup>75</sup>. Die Verwendung moderat aufgerauter Oberflächen ändert bei solchen Implantaten nichts an dieser Situation<sup>76</sup>. Allerdings können solche Spannungen mit breiteren Implantaten (4,8 mm), z. B. solchen, die Fugazzotto et al.<sup>51</sup> verwendet haben, möglicher-



**Abb. 1** (links) Röntgenbild eines säuregeätzten Schraubenimplantats mit 3,75 mm Durchmesser und 13 mm Länge, das als Ersatz für einen unteren Prämolar inseriert wurde, nach 3 Jahren Funktion. Der Alveolarknochen ist stabil.



**Abb. 1** (rechts) Ein SPS-Implantat mit 5 mm Durchmesser und 7 mm Länge (mit einem 1 mm langen maschinieren Hals), das als Ersatz für einen oberen ersten Molar inseriert wurde und als Antagonist für das andere Implantat bei demselben Patienten diente, nach 3 Jahren Funktion. Die geplante intraosäre Länge (6 mm) dieses Implantats beträgt die Hälfte des säuregeätzten Implantats aus Abb. 1a.

weise reduziert werden<sup>49</sup>. Zu den sehr kurzen, mäßig rauen Implantaten müssen weitere Daten erhoben werden. Auch unterpräparierte Osteotomien könnten die Ergebnisse verbessern<sup>23, 48</sup>.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass zu den sehr kurzen Schraubenimplantaten nur begrenzt Daten vorliegen. Die vorliegenden Nachweise deuten darauf hin, dass mäßig raue Oberflächen von Vorteil sein können, wenn man davon ausgeht, dass andere Faktoren des Designs (Durchmesser, Gewindekonfiguration, Halsdesign, Platform-Switching) den Knochenkammabbau verringern. Mäßig raue Oberflächen begünstigen eine raschere Integration<sup>5</sup> und kürzere Einheilungszeiten<sup>33, 77, 78</sup> und erlauben die sofortige Belastung<sup>79, 80</sup>.

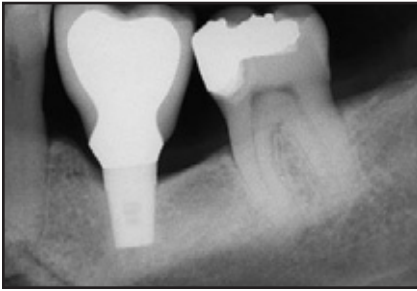
#### Das Press-Fit-Design

Eine Designalternative ist das Press-Fit-Implantat (ohne Gewinde). Press-Fit-Implantate werden nicht in den Knochen geschraubt, sondern mit einem Hammer eingeklopft. Sie er-

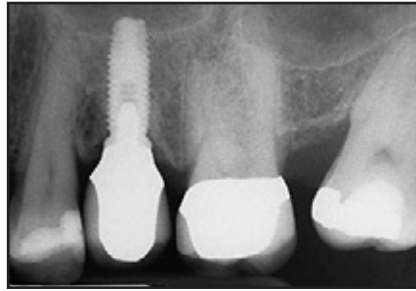
halten ihre Primärstabilität durch den dichten Kontakt in der präzise präparierten Osteotomie. Der Behandler hat weniger Einfluss auf die Insertionstiefe und kann keine sofortige Insertion (in eine frische Extraktionsalveole) oder eine sofortige Belastung vornehmen. Ursprünglich bestanden Press-Fit-Implantate aus einem parallelwandigen Zylinder, der sich über die mit Plasmaspray beschichtete (d. h. deutlich raue) Oberfläche integrierte<sup>81</sup>. Dieses Design wurde allerdings wieder vom Markt genommen, weil es langfristig zu einem Implantatversagen führte. Dies war wahrscheinlich auf die hohen Spannungen und die Mikrofrakturen im krestalen Knochen<sup>76</sup> mit anschließender Periimplantitis zurückzuführen<sup>27-29, 31</sup>.

Ein weiteres Press-Fit-Design ist der wurzelförmige Kegelstumpf mit einer offenporigen gesinteren Oberfläche (mit einer Porengröße, die das Einwachsen von Gefäßen und Knochengewebe begünstigt), um die Integration zu fördern<sup>82-85</sup>. Der daraus resultierende dreidimensionale Verbund aus Knochen und Implantat begünstigt die

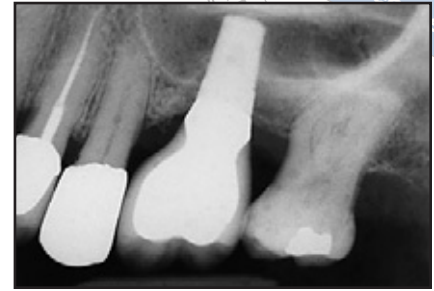
effektive Spannungsübertragung aller, auch der nicht axialen Kräfte<sup>75, 86</sup>. Implantate mit gesinterter poröser Press-Fit-Oberfläche (SPS) funktionieren am besten bei kürzeren Längen ( $\leq 7$  mm)<sup>87-93</sup> und in Spongiosa (Typ III und IV7)<sup>89</sup>. Ihr Design<sup>3, 83</sup> basierte auf früherer orthopädischer Forschung<sup>84</sup>. Die Röntgenaufnahmen in Abbildung 1 stammen von einem Patienten, bei dem ein 13 mm langes (also wirklich langes<sup>71</sup>) säuregeätztes Schraubenimplantat den unteren rechten zweiten Prämolar ersetzte, und der rechten obere erste Molar, in diesem Fall der Antagonist, durch ein 7 mm (also sehr kurzes<sup>71</sup>) SPS-Implantat ersetzt wurde. Beide waren erfolgreich, trotz der geringen intraosären Länge des SPS-Implantats, das einen maschinieren Hals von 1 mm hatte und deshalb nur halb so lang war wie das Schraubenimplantat. Messungen (Periotest, Medizintechnik Gulden) zur Untersuchung der Stabilität von SPS-Implantaten haben gezeigt, dass die Implantatstabilität nicht von der Implantatlänge abhängt<sup>89</sup>. Längere SPS-Implantate (9 und 12 mm) zeig-



**Abb. 2** Ein SPS-Implantat mit 5,0 mm Durchmesser und 7 mm Länge mit maschinierem Hals von 2 mm (also einer geplanten intraossären Länge von 5 mm) dient als Ersatz für einen unteren Molar. Das Röntgenbild zeigt das Implantat nach 4 Jahren Funktion. Das Kronen-Wurzel-Verhältnis beträgt 2:1.



**Abb. 3** Ein 3,75 x 11,5 mm säuregeätztes Schraubenimplantat, das mit einem ITH in 10 mm ursprünglichen subantralem Knochen inseriert wurde, nach 3,5 Jahren Funktion.



**Abb. 4** Ein 5,0 x 7 mm SPS-Implantat (maschinierter Hals 2 mm lang), das mit der ISPS-Technik inseriert wurde, nach 4 Jahren Funktion. Der größte Teil der 5 mm definierter intraossärer Länge wurde ursprünglich apikal zu den vorhandenen 3 mm natürlichen subantralem Knochen inseriert.

ten nach fünf Jahren einen größeren Knochenkammabbau als 7 mm lange, und freistehende Implantate zeigten einen geringeren Knochenkammabbau als verblockte<sup>88</sup>. Stress-Shielding/Inaktivitätsatrophie des krestalen Knochens<sup>94</sup> bei größeren Längen und verblockten Implantaten wurde als mögliche Erklärung für diese umgekehrten Verhältnisse angegeben. Der Knochenabbau wurde auch nicht durch das Kronen-Wurzel-Verhältnis beeinflusst<sup>88</sup> (Abb. 2).

SPS-Dentalimplantate haben seit ihrer Einführung einen polierten, maschinieren Hals von 1 oder 2 mm Länge. Der Knochenabbau war im Allgemeinen auf dieses Segment beschränkt<sup>60, 87</sup>. Wenn der Knochenumbau das Segment mit der gesinteren Oberfläche erreicht, genügt die Spannungsübertragung, um einen weiteren Knochenabbau vorzubeugen<sup>58, 60, 75</sup>. Depoorter et al.<sup>58</sup> verglichen den krestalen Knochenabbau um SPS-Implantate mit einer Halslänge von 0,75 bzw. 1,8 mm bei Hunden. Bei einer Halslänge von 0,75 mm zeigte sich ein geringerer krestaler Knochen-

abbau, aber aufgrund der biologischen Breite wurde etwa 0,5 mm krestaler Knochen ab der gesinteren Oberfläche freigelegt. In diesen wuchsen orientierte Kollagenfasern ein, es entstand also ein echtes Weichgewebsattachment. Bei den Implantathälsen von 1,8 mm war der durch die biologische Breite bedingte Knochenabbau auf den Hals beschränkt. Offenbar ist daher ein längerer Implantathals vorzuziehen, weil das Weichgewebsattachment an der porösen Schicht langfristig das Risiko einer Kontamination mit mikrobieller Plaque in sich birgt. Ein kurzer Hals mit Mikrogewinde könnte eine Alternative sein, aber diese Möglichkeit wurde bisher noch nicht genau untersucht. Interessant ist eine neuere Studie von Shimada et al.<sup>95</sup>. Sie untersuchten die Auswirkungen von SPS-Implantaten, die zusätzlich mit einem koronalen Standardgewinde versehen waren, nach der Insertion in den Unterkiefer von Hunden. Das Implantat hatte drei Gewinde an einem 1,8 mm langen Hals. Die Kontrollimplantate hatten einen polierten Hals von 2 mm. Die Untersu-

chung mit dem Rasterelektronenmikroskop zeigte bei den Testimplantaten nach 14 Monaten Funktion einen signifikant geringeren krestalen Knochenabbau.

SPS-Implantate funktionieren in Spongiosa gut<sup>89</sup>. Sie können im Rahmen eines indirekten Sinuslifts auch in Bereiche inseriert werden, in denen nur noch 3 mm subantraler Knochen vorliegt<sup>90, 91</sup>. In einem neueren Bericht wurden die Ergebnisse beschrieben, die mit drei verschiedenen Methoden für das Management des Seitenzahnereichs im Oberkiefer erzielt worden waren<sup>92</sup>. Die Behandlungen umfassten einen offenen Sinuslift (DTH) mit verzögerter Insertion säuregeätzter Schraubenimplantate, einen indirekten Sinuslift (ITH) mit gleichzeitiger Insertion der gleichen Schraubenimplantate und einen indirekten Sinuslift mit gleichzeitiger Insertion von SPS-Implantaten (ISPS). Trotz signifikanter Unterschiede in den präoperativen Dimensionen der Eingriffsbereiche wurden vergleichbare Ergebnisse erreicht (96,4 % bis 97,3 %). Die durchschnittliche präoperative Knochenhöhe betrug in

den DTH-Bereichen 5,0 mm (Bereich von 1 bis 12 mm), in den ITH-Bereichen 7,2 mm (Bereich von 4 bis 12 mm) und in den ISPS-Bereichen 4,2 mm (Bereich von 3 bis 6 mm). Es wurden auch signifikante Unterschiede der Implantatlängen festgestellt (die SPS-Implantate waren 7 mm lang, während die Schraubenimplantate im Durchschnitt länger als 10,5 mm waren). In den Abbildungen 3 und 4 sind Beispiele für die ITH- und ISPS-Ergebnisse dargestellt. Der krestale Knochenabbau während der Implantatfunktion war bei den SPS-Implantaten signifikant geringer (durchschnittlich 0,57 mm, im Vergleich zu 1,84 mm für DTH und 1,90 mm für ITH). Alle drei Behandlungen waren für die Patienten praktikable Optionen, aber die ISPS-Methode war am wenigsten invasiv. Es muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass die bestehende subantrale Knochenhöhe ein entscheidender Faktor für die Verwendung von Schraubenimplantaten mit ITH ist, da für Bereiche mit bis zu 4 mm präoperativem Knochenniveau unter der Kieferhöhle unakzeptabel hohe Misserfolgsraten verzeichnet wurden<sup>96, 97</sup>.

### Schlussfolgerungen

Es hat sich gezeigt, dass Schrauben-Dentalimplantate:

1. bei größeren Längen, also mit einer „definierten intraossären Länge“ von mindestens 8 mm, mit mäßig rauer Oberfläche und in dichtem Knochen am besten funktionieren. Zu den Ausnahmen zählen Implantate mit größerem Durchmesser (4,8 mm oder breiter) und solche, die mit modifizierten Techniken inseriert wurden (z. B. unterpräparierte Osteotomie).

2. für die sofortige Insertion oder die sofortige Belastung geeignet sind.
3. von Gestaltungsmerkmalen profitieren, die den krestalen Knochenabbau minimieren, z. B. koronale Mikrogewinde oder Plattform-Switching.
4. im Allgemeinen mit Restaurationen verblockt werden, wenn mehrere Implantate inseriert wurden.

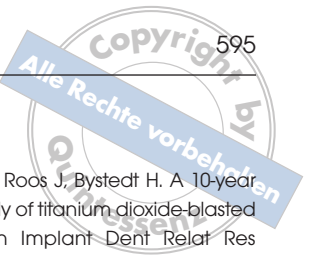
Im Gegensatz dazu gilt für Implantate mit gesinterter poröser Oberfläche:

1. Geringere Längen sind vorzuziehen, also eine „definierte intraossäre Länge“ von bis zu 8 mm, und eine Insertion in die Spongiosa.
2. Sie können beim lokalisierten Sinuslift in Bereichen mit weniger als 3 mm Knochen inseriert werden.
3. Sie müssen nicht verblockt werden, werden aber nicht für die sofortige Insertion oder sofortige Belastung empfohlen.

### Literatur

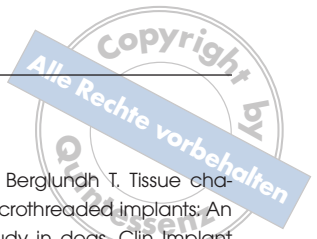
1. Weiss CM, Weiss A. Principles and Practice of Implant Dentistry. New York: Mosby, 2001:7–16.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387–416.
3. Pilliar RM. Overview of surface variability of metallic endosseous dental implants: Textured and porous surface-structured designs. *Implant Dent* 1998;7:305–314.
4. Park JY, Gemmell C, Davies JE. Platelet interactions with titanium: Modulation of platelet activity by surface topography. *Biomaterials* 2001;22:2671–2682.

5. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ* 2003; 67:932–949.
6. 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 Implants Res* 2001;12:350–357.
7. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: A longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:381–389.
8. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:894–901.
9. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: Results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:417–423.
10. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:220–230.
11. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: Brånemark P-I, Zarb G, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessenz, 1985: 199–209.
12. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55(suppl 5): 38–45.
13. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2–4.
14. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81: 537–552.
15. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part I—Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004;17:536–543.



16. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:721–764.
17. Berglundh T, Gottfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:655–661.
18. Ostman PO, Hellman M, Albrektsson T, Sennerby L. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: A 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:409–418.
19. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:329–336 (erratum 1997;8:342).
20. Mundt T, Mack F, Schwahn C, Biffar R. Private practice results of screw-type tapered implants: Survival and evaluation of risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:607–614.
21. Bain CA, Moy PK. The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:609–615.
22. Calandriello R, Tomatis M, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark System implants with enhanced initial stability: A prospective 1- to 2-year clinical and radiographic study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5(suppl 1):10–20.
23. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: A 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(suppl 1):s104–s110.
24. Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Immediate occlusal loading of implants in the partially edentate mandible: A prospective 1-year radiographic and 4-year clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:315–322.
25. Schüpbach P, Glauser R, Rocci A, et al. The human bone-oxidized titanium implant interface: A light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(suppl 1):S36–S43.
26. Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol* 2000 2006;41:136–156.
27. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:231–243.
28. Wheeler SL. Eight-year clinical retrospective study of titanium plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated cylinder implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11: 340–350.
29. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:581–588.
30. Astrand P, Engquist B, Anzén B, et al. A three-year follow-up report of a comparative study of ITI Dental implants and Brånemark System implants in the treatment of the partially edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6: 130–141.
31. Elkhoury JS, McGlumphy EA, Tatakis DN, Beck FM. Clinical parameters associated with success and failure of single-tooth titanium plasma-sprayed cylindrical implants under stricter criteria: A 5-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:687–694.
32. Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J Periodontol* 2001;72:1384–1390.
33. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: Early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:144–153.
34. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:36–42.
35. Astrand P, Engquist B, Dahlen S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: A 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2004;15: 413–420.
36. Strietzel FP, Reichart PA. Oral rehabilitation using Camlog screw-cylinder implants with a particle-blasted and acid-etched microstructured surface. Results from a prospective study with special consideration of short implants. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:591–600.
37. Perry J, Lenchewski E. Clinical performance and 5-year retrospective evaluation of Frialit-2 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:887–891.
38. Aalam AA, Nowzari H. Clinical evaluation of dental implants with surfaces roughened by anodic oxidation, dual acid-etched implants, and machined implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:793–798.
39. Nowzari H, Chee W, Yi K, Pak M, Chung WH, Rich S. Scalloped dental implants: A retrospective analysis of radiographic and clinical outcomes of 17 NobelPerfect implants in 6 patients. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:1–10.
40. Albrektsson T, Gottlow J, Meirelles L, Ostman PO, Rocci A, Sennerby L. Survival of NobelDirect implants: An analysis of 550 consecutively placed implants at 18 different clinical centers. *Clin Implant Dent Relat Res* 2007;9:65–70.
41. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003;53(suppl 2): 409–443.
42. Goené RJ, Testori T, Trisi P. Influence of a nanometer-scale surface enhancement on de novo bone formation on titanium implants: A histomorphometric study in human maxillae. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:211–219.





43. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: A 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:173–180.
44. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:208–216.
45. Renouard F, Arnoux JP, Sarment DP. Five-mm-diameter implants without a smooth surface collar: Report on 98 consecutive placements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:101–107.
46. Shin SW, Bryant SR, Zarb GA. A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. *Int J Prosthodont* 2004;17:52–58.
47. Polizzi G, Rangert B, Lekholm U, Gualini F, Lindström H. Brånemark System Wide Platform implants for single molar replacement: Clinical evaluation of prospective and retrospective materials. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2:61–69.
48. Tawil G, Mawla M, Gottlow J. Clinical and radiographic evaluation of the 5-mm diameter regular-platform Brånemark fixture: 2- to 5-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:16–26.
49. Brink J, Meraw SJ, Sarment DP. Influence of implant diameter on surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:563–568.
50. Naert I, Duyck J, Hosny M, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Evaluation of factors influencing the marginal bone stability around implants in the treatment of partial edentulism. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001;3:30–38.
51. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars restored with individual crowns: Preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol* 2004;75:327–332.
52. Krennmair G, Waldenberger O. Clinical analysis of wide-diameter Frialit-2 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:710–715.
53. Bischof M, Nedir R, Abi Najm S, Szmukler-Moncler S, Samson J. A five-year life-table analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:512–520.
54. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:212–219.
55. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81–90.
56. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996;23:971–973.
57. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412–1424.
58. Deporter DA, Al-Sayyed A, Pilliar RM, Valiquette N. "Biologic width" and crestal bone remodeling with sintered porous-surfaced dental implants: A study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:544–550.
59. Pier-Francesco A, Adams RJ, Waters MGJ, Williams DW. Titanium surface modification and its effect on the adherence of *Porphyromonas gingivalis*: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:633–637.
60. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design—Effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467–483.
61. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: A finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:351–359.
62. Wiskott HW, Belsler UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: A working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429–444.
63. Abrahamsson I, Berglundh T. Tissue characteristics at microthreaded implants: An experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8:107–113.
64. Lee DW, Choi YS, Park KH, Kim CS, Moon IS. Effect of microthread on the maintenance of marginal bone level: A 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:465–470.
65. Lazzara RJ, Porter SS. Platform-switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9–17.
66. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. *Implant Dent* 2006;15:313–320.
67. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255–261.
68. Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res* 2007;18:581–584.
69. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:789–794.
70. Wöhrle PS. Nobel Perfect esthetic scalloped implant: Rationale for a new design. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:64–73.
71. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(suppl 2):35–51.
72. Goené R, Bianchesi C, Hürzeler M, et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent* 2005;14:274–280.
73. 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.

74. Chung DM, Oh TJ, Lee J, Misch CE, Wang HL. Factors affecting late implant bone loss: A retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:117–126.
75. Pilliar RM, Sagals G, Meguid SA, Oyonarte R, Deporter DA. Threaded versus porous-surfaced implants as anchorage units for orthodontic treatment: Three-dimensional finite element analysis of peri-implant bone tissue stresses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:879–889.
76. Pilliar RM. Processing and properties of endosseous dental implant surfaces. Design for increased osseointegration potential. *Oral Health* 2000 August;51–58.
77. Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, et al. A multicenter evaluation of 2-months loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:154–161.
78. Rocuzzo M, Wilson T. A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: One year results. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:502–507.
79. Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res* 2003;14: 515–527.
80. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Taschieri S, Weinstein R. Systematic review of survival rates for immediately loaded dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:249–263.
81. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element (IME). Part I: Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:203–216.
82. Bobynd JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res* 1980;150:263–270.
83. Pilliar RM. Dental implants: Materials and design. *J Can Dent Assoc* 1990;56: 857–861.
84. Pilliar RM. Porous-surfaced metallic implants for orthopedic applications. *J Biomed Mater Res* 1987;21:1–33.
85. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA. Tissue-implant interface: Micromovement effects. In: Vincenzini P (ed). *Materials in Clinical Applications: Proceedings of Topical Symposium VIII on Materials in Clinical Applications of the 8th CIMTEC-World Ceramics Congress and Forum on New Materials*, Florence, Italy, June 28 to July 4, 1994. Faenza: Techna, 1995:569–579.
86. Onoyarte R, Pilliar RM, Deporter DA, Woodside DG. Peri-implant bone response to orthodontic loading: Part 2. Implant surface geometry and its effect on regional bone remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:182–189.
87. Deporter DA, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clin Implant Dent Relat Res* 2002;4:183–189.
88. Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbebo AO, Deporter DA. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:69–76.
89. Deporter DA, Todescan R, Riley N. Porous-surfaced dental implants in the partially edentulous maxilla: Assessment for subclinical mobility. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:185–192.
90. Deporter DA, Todescan R, Caudry S. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000;20:477–485.
91. Deporter DA, Caudry S, Kermalli J, Adegbebo A. Further data on the predictability of the indirect sinus elevation procedure used with short, sintered, porous-surfaced dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25: 585–593.
92. Kermalli J, Deporter DA, Lai JY, Lam E, Atenafu E. Performance of threaded versus sintered porous-surfaced dental implants using open window or indirect osteotome-mediated sinus elevation: A retrospective report. *J Periodontol* 2008;79:728–736.
93. Deporter DA, Ogiso B, Sohn DS, Ruljancich K, Pharoah M. Ultrashort sintered porous-surfaced dental implants used to replace posterior teeth. *J Periodontol* 2008; 79:1280–1286.
94. Pilliar RM, Cameron HU, Binnington AG, Szivek J, Macnab I. Bone ingrowth and stress shielding with a porous surface coated fracture fixation plate. *J Biomed Mater Res* 1979;13:799–810.
95. Shimada E, Pilliar RM, Deporter DA, Schroering R, Atenafu E. A pilot study to assess the performance of a partially threaded sintered porous-surfaced dental implant in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:948–954.
96. Rosen PS, Summers RB, Mellado JR, et al. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: Multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:853–858.
97. Toffler M. Osteotome-mediated sinus floor elevation: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:266–273.