

Eine Frage des Designs – Minischraubengewinde und ihre Funktionen

Mit dem LuZi-Konzept (Fa. denvenio*) ist ab sofort ein neues Minischraubensystem erhältlich, dessen signifikante Details im Rahmen einer dreiteiligen KN-Artikelerie vorgestellt werden. Im dritten und letzten Teil widmen sich die Autoren Dipl.-Ing. Holger Zipprich und Prof. Dr. Hans-Christoph Lauer ausführlich dem speziellen Gewindedesign der LuZi-Schraube.

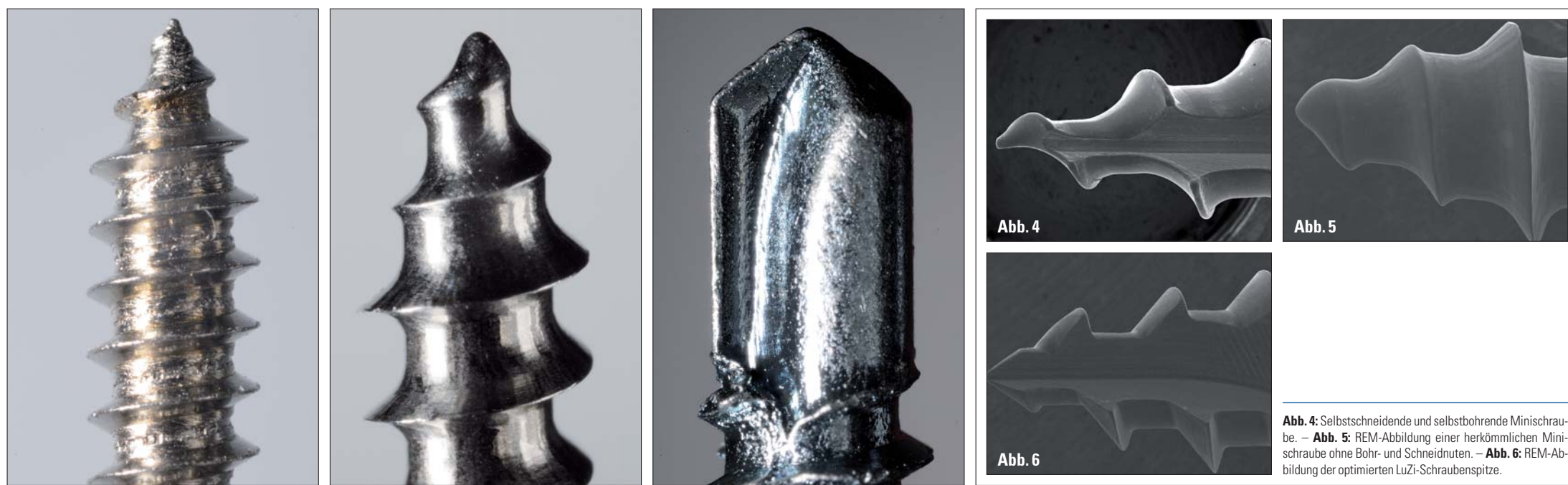


Abb. 1: Standardschraubenspitze. Abb. 2: Minischraubenspitze ohne Schneiden. Abb. 3: Selbstbohrende Standardschraube.

Abb. 4: Selbstschneidende und selbstbohrende Minischraube. – Abb. 5: REM-Abbildung einer herkömmlichen Minischraube ohne Bohr- und Schneidnuten. – Abb. 6: REM-Abbildung der optimierten LuZi-Schraubenspitze.

Einleitung

Der enorme Anteil kieferorthopädischer Minischrauben erinnert hinsichtlich des Designs stark an Blech- oder Holzschrauben. Deren Funktionen sind ebenfalls sehr ähnlich ausgelegt. Die Schrauben sollen möglichst ohne vorzubohren und mit wenig Kraftaufwand in das Material (Blech, Holz oder Knochen) eindrehbar sein. Anschließend ist die dauerhafte Verankerung im entsprechenden Material erwünscht, ohne dass es zu einer Lockerung oder zum Verlust der Verankerungsqualität kommt. Bei Blech und Holz ist dies meist gegeben – es sei denn, die Wechselbeanspruchung auf die Schraube ist zu groß.

Die Beanspruchung kieferorthopädischer Minischrauben durch die kieferorthopädischen Hilfsmittel ist mit wenigen Newton wahrscheinlich zu vernachlässigen.² Hingegen genannter Materialien weist Knochen jedoch keine Homogenität auf. Stattdessen bietet

lediglich ein minimal dünner Teil, die Kompakta, die gewünschte Stabilität.

Klinisch zeigt sich allerdings, dass es einerseits Regionen gibt, bei welchen die Erfolgsrate gegen 100 % läuft (ante-

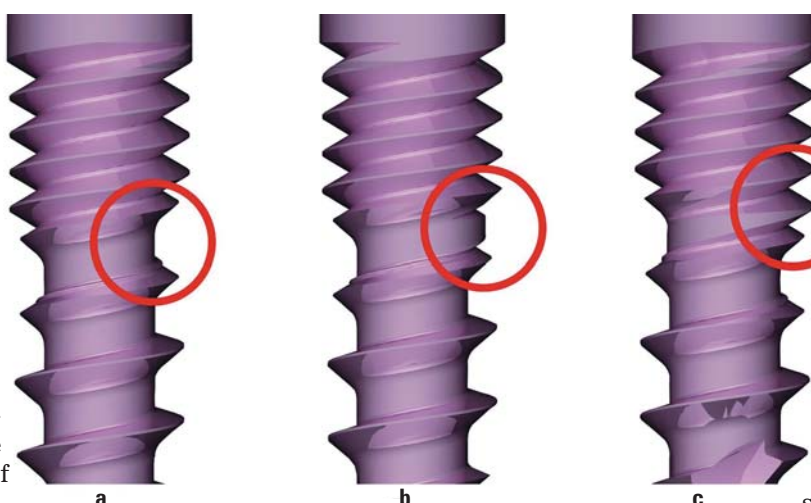


Abb. 7: Übergang der LuZi-Schraube vom ein- auf das zweigängige Gewinde: Beginn des zweiten Gewindegangs (a), wie a nur etwas weiter gedreht (b), wie b nur etwas weiter gedreht (c).

riorer Gaumen), und andererseits Insertionsbereiche existieren, wo mit Verlustraten bis zu 20 % zu rechnen ist (Unterkiefer front vestibulär). Darüber hinaus gibt es Regionen

(Unterkiefer lingual), wo aufgrund von Verlustraten bis zu 100 % der Einsatz kieferorthopädischer Pins nicht zu empfehlen ist.^{1,4-5,7} Die Gründe für die Verlustraten oder für Komplika-

tionen bei der Einheilung sind meist vielschichtig und nicht gänzlich erforscht. Sie reichen von der Drucknekrose über die Überhitzung beim Inserieren bis hin zu Belas-

tungsproblematiken durch die Zunge oder bewegliche Gingiva. Auch das Verschleppen von Weichgewebe beim Eindrehvorgang in den Knochen und Entzündungsreaktionen von Knochen und Weichgewebe sind als Einflussfaktoren aufzuführen.^{1,4-5,7} Fraglich bleibt, ob das Gewindedesign einen Einfluss auf die Erfolgsrate und den Komfort des Eindrehvorgangs nehmen kann. Die direkten Gefahren, die beim Inserieren entstehen können und auf welche das Gewindedesign einen Einfluss nehmen kann, sind Drucknekrosen, die Überhitzung des Knochens sowie eine schlechte Verankerungsqualität (Primärstabilität) der Schraube im Knochen. Bezogen auf den Komfort des Eindrehvorgangs ist lediglich die notwendige Anpresskraft der Schraube zu erwähnen, bis sich die Schraube von selbst durch eine weiterführende Rotation in den Knochen zieht.

Selbstbohrende und selbstschneidende Schrauben

Viele Schrauben werden als selbstbohrend bzw. selbstschneidend bezeichnet. Eine klare Definition hierfür ist allerdings nicht vorhanden. Der Begriff „selbstbohrend“ implementiert, dass die Schraube eine bohrende Wirkung besitzt. Bohren wiederum ist eine spanabhebende bzw. spanbildende Technik zur Aufbereitung einer runden Formausnehmung. Schaut man sich eine gewöhnliche Spitze einer Blechschraube an (Abb. 1), ist zu erkennen, dass keine Elemente vorhanden sind, welche als Schneide zum Bohren verwendbar wären. Solche Schraubenspitzen verdrängen das Material während des Eindrehens.

Bei der Gestaltung kieferorthopädischer Minischrauben werden ebenfalls solche Schraubenspitzen verwendet (Abb. 2). Sie können auch ohne eine Vorbohrung direkt in den Knochen geschraubt werden. In Abhängigkeit von Knochenqualität und -dichte wird es einen endlichen Durchmesser (1,6 mm – 2,0 mm – 2,5 mm – ... mm) geben, ab welchem beim Einschrauben mit einer Drucknekrose zu rechnen ist. Es wird vermutet, dass durch eine zu hohe Kompression des Knochens die Blutzufuhr so stark eingeschränkt wird, dass infolgedessen der Knochen nekrotisch wird.³

Streng genommen verfügen selbstbohrende Schrauben über eine oder mehrere Schneiden, um während des Eindrehens tatsächlich mittels dieser ein Loch zu bohren. Die Abbildung 3 zeigt eine solche Schraube. Für die Anwendung als kieferorthopädische Minischraube wäre eine solche Schraubenspitze sicherlich ungeeignet, da die bohrende Schneide komplett im Knochen versenkt werden müsste, bevor sich die Schraube selbst in den Knochen ziehen kann. Die selbstbohrenden Effekte bei kieferorthopädischen Schrauben werden direkt mit der selbstschneidenden Wirkung kombiniert. „Selbstschneidend“ bedeutet, dass das Gewinde im Material nicht durch eine Materialverdrängung hergestellt wird (Formen

eines Gewindes), sondern durch eine spanabhebende Technik. Das bedeutet, dass Schneidnuten in den Gewinden vorhanden sein müssen. Abbildung 4 zeigt eine kieferorthopädische Schraube mit einer solchen Schneidnut. Bedingt durch die Tatsache, dass diese Schneidnut an der Spitze beginnt, hat sie auch eine zumindest aufbohrende Wirkung in Kombination mit einer selbstschneidenden Wirkung und kann infolgedessen als selbstbohrend und selbstschneidend bezeichnet werden. Die Schneidnut ist allerdings relativ klein ausgeführt. Durch die bohrende und schneidende Wirkung entstehen Späne, die in der Schneidnut genügend Raum finden

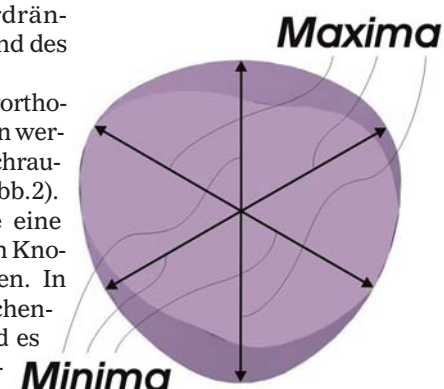


Abb. 8: Querschnitt eines Triovals mit drei relativen Maxima und Minima.

müssen. Ist nicht genügend Raum vorgesehen, endet die bohrende und schneidende Wirkung der Schraube, sobald dieser Spanraum mit Knochenspänen aufgefüllt ist. Wie groß der Einfluss der Gestaltung von Schraubenspitze und Schneidnuten ist, wird in der folgenden In-vitro-Untersuchung verdeutlicht.

Material und Methode

Ziel der Untersuchung war der Vergleich zwischen einer am Markt erhältlichen Minischraube mit herkömmlicher Schraubenspitze und der optimierten LuZi-Schraubenspitze bezüglich der zu Beginn des Eindrehvorgangs nötigen Anpresskraft. Zu diesem Zweck wurde mit variierenden Anpresskräften (beginnend mit 2,5 N) versucht, die Schrauben in ein Knochenersatzmaterial einzudrehen. Konnte nach fünf Umdrehungen kein selbstständiges Einziehen der

www.halbich-lingual.de

Thomas Halbich

LINGUALTECHNIK

ANZEIGE

PACIENTEN

BEHANDLER

Schraube in das Knochenersatzmaterial festgestellt werden, wurde an einer anderen Stelle des Knochenersatzmaterials ein erneuter Versuch mit um 2,5 N erhöhter Anpresskraft durchgeführt. Dieses Prozedere wurde solange wiederholt, bis sich die jeweilige Schraube selbstständig in das Knochenersatzmaterial hineinzog.

Zum Eindrehen der Minischrauben kam eine eigens für diesen Zweck konstruierte Maschine zum Einsatz. Mittels eines Pneumatikzylinders (C85N10-75, Fa. SMC) und einer Druckregelung (ITV 2050-31F3N-Q, Fa. SMC) wurde die Anpresskraft gesteigert, bis der gewünschte und von einem Kraftsensor (KAP-S 50N, Fa. A.S.T.) erfasste Kraftwert erreicht war. Anschließend wurde versucht, mittels eines drehzahlregulierten und mit einer Getriebeuntersetzung (Planetengetriebe Serie 30/1 134:1, Fa. Faulhaber) versehenen DC-Motors (bürstenloser DC-Servomotor 3564 K 024 B CS, Fa. Faulhaber) die Minischraube mit den Original-Eindrehwerkzeugen der Hersteller bei einer Drehzahl von 30 Umdrehungen pro Minute in das Knochenersatzmaterial einzudrehen. Als Knochenersatzmaterial wurde ein von der FDA (F1839-01) empfohlener Kunststoff Grade 4 (PU-Schaum mit einer Dichte von 650 kg/m³) verwendet.

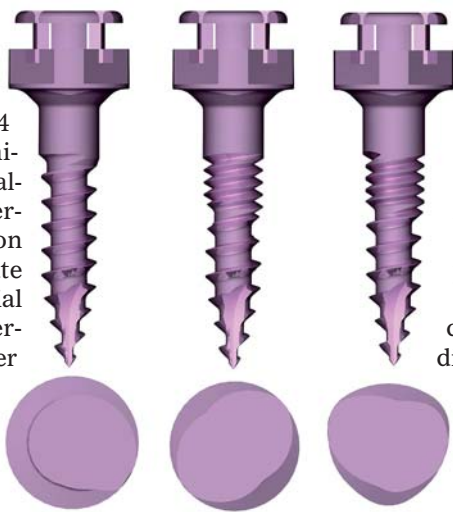


Abb. 10: Gegenüberstellung der Gewinde eingängig, zweigängig und zweigängig mit triovalem Außendesign.

sprunggewinde beginnt ein zweiter Gewindengang zu wachsen. Dieser Bereich dient in der letzten Phase des Eindrehvorgangs zur Einstellung der Primärstabilität und gewährleistet die nötige Verankerungsqualität im Knochen. Durch die größere Kontaktfläche zwischen Schraube und Knochen kann eine bessere Verankerung erreicht werden.

Eine weitere Möglichkeit, die Verankerungsqualität zu verbessern, ist das Schaffen von zusätzlichen Retentionen im Gewinde. Dies kann z. B. erreicht werden, indem das Gewinde von seiner Grundform nicht rund, sondern oval gestaltet wird. Theoretische Überlegungen haben ergeben, dass bei der Sonderform eines Ovals mit drei lokalen Maxima und drei lokalen Minima des veränderlichen Radius um das Schraubenzentrum (trioval, Abb. 8) besonders günstige Verankerungsqualitäten zu erwarten sind. Bei herkömmlich runden Gewinden wird die Schraube, bevor sie knöchern verankert ist, vor dem Herausdrehen lediglich durch das Produkt aus Rückstellkraft des Knochens auf die Schraube und der Kontaktfläche zwischen Knochen und Schraube gehemmt. Es handelt sich lediglich um eine Haftreibung zwischen Knochen und Schraube. Retentionen sind nicht vorhanden. Während der Einheilung der Schraube in den Knochen lässt diese Haftreibung allerdings nach, da die Knochenkompression und somit die Rückstellkraft des Knochens durch Knochen-

Ergebnis

Die Ergebnisse der Eindrehversuche sind in Tabelle 1 aufgeführt. Sie zeigen den deutlichen Unterschied in der nötigen Anpresskraft der optimierten LuZi-Schraubenspitze mit einem Mittelwert von 5 N gegenüber einer herkömmlichen Minischraubenspitze mit einem Mittelwert von 12,75 N.

Weitere Einflussfaktoren

Ein weiterer negativer Einfluss kann durch die oberflächennahe Wärmeentwicklung beim Eindrehen der Schrauben entstehen und je nach Knochenqualität zu einer ungewollten Überhitzung und damit höheren Verlustrate führen. Studien zeigen, dass ein niedrigerer Insertionstorque höhere Erfolgsraten aufweist.⁶ Je stärker die Kompression des Knochens und je länger das Schraubengewinde, umso höher ist die sich entwickelnde Wärmeenergie. Wie stark eine Schraube allerdings bei welcher Knochenqualität aufbohren und schneiden sollte, ist nicht eindeutig definiert.

Eine günstige Alternative zur Vermeidung von ungewollter Knochenüberhitzung ist das Aufteilen des ossealen Bereichs kieferorthopädischer Minischrauben in mehrere Funktionsbereiche.

Funktionsbereich 1

Die Schraubenspitze mit ihrer selbstbohrenden und selbstschneidenden Wirkung bei minimaler Anpresskraft.

Funktionsbereich 2

Gewindebereich, welcher durch seine Länge die Primärstabilität unterstützt, aber während des Eindrehens kaum zu einer Wärmeentwicklung führt. Erreichbar wird dies durch entsprechend starkes Aufbohren im Funktionsbereich 1.

Funktionsbereich 3

Gewindebereich zur Erzeugung der kristallinen und primären Verankerungsqualität. Dies kann über eine Modifikation des Gewindes erreicht werden.

Eine Möglichkeit zur Ausbildung eines erfolgreichen Funktionsbereichs 3 für eine optimierte Verankerungsqualität ist die Verwendung von mehrgängigen Gewinden. Die Abbildungen 7a-c zeigen den Beginn des zweigängigen Gewindes der LuZi-Schraube. In der Mitte des Ur-

Herkömmliche Minischraubenspitze ohne Bohr- und Schneidnuten		Optimierte LuZi-Schraubenspitze	
Prüfkörper Nr.:	zum Einschrauben nötige Anpresskraft	Prüfkörper Nr.:	zum Einschrauben nötige Anpresskraft
1	5 N	1	12,5 N
2	5 N	2	15 N
3	5 N	3	15 N
4	5 N	4	10 N
5	5 N	5	12,5 N
6	5 N	6	15 N
7	5 N	7	12,5 N
8	5 N	8	12,5 N
9	5 N	9	10 N
10	5 N	10	10 N

Tabelle 1

umlagerungen vom Knochen selbst abgebaut wird. Würde keine oder erst eine sehr späte Osseointegration stattfinden, wäre kein Widerstand gegen das Herausdrehen gegeben. Ein ovales bzw. triovales Gewindedesign hingegen hat in diesem Zustand noch ein mechanisches Gesperre gegen das ungewollte Lösen bzw. Herausdrehen. Um eine solche Schraube herauszudrehen, muss bei jeder Rotation der Knochen komprimiert und verdrängt werden. Dies stellt einen Widerstand dar und unterstützt die Primärstabilität bzw. die Verankerungsqualität insbesondere während der Osseointegrationsphase. Abbildung 9 zeigt eine LuZi-Schraube mit einem zweigängigen und triovalen Funktionsbereich 3 für eine verbesserte Verankerungsqualität.

KN Kurzvita

KN Kurzvita



Dipl.-Ingenieur Holger Zipprich

- geboren am 16.11.1968 in Darmstadt
- 1985–1987 Lehre zum Elektrogerätemechaniker
- Lehrgang Schutzgasschweißen, Abschluss 1988
- 1991–1996 Studium der Elektrotechnik, Technische Universität Darmstadt
- 1996–2000 Studium „Elektromechanische Konstruktionen“, Technische Universität Darmstadt
- 2000–2001 wissenschaftlicher Mitarbeiter bei der Materialprüfanstalt in Darmstadt
- seit 2001 wissenschaftlicher Mitarbeiter, Poliklinik für Prothetik, Goethe-Universität Frankfurt am Main
- diverse Auszeichnungen, u. a. 2003 Auszeichnung für den besten Vortrag (Platz 1) der nicht Habilitierten auf der DGZPW-Tagung in Rust, Thema: „Versagensmodi von Implantat-Abutment-Verbindungen nach horizontalen Wechsellasten“
- Veröffentlichung: „Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface“, Quintessenz Implantologie 2007;15(1):31–46

Ausblick

Bereits in diesem Jahr startet eine umfangreiche Anwendungsbeobachtung zur Evaluierung der Einflüsse von

KN Literatur

- [1] Antoszewska J., Papadopoulos M. A., Park H. S., Ludwig B. Five-year experience with orthodontic mini-screw implants: a retrospective investigation of factors influencing success rates. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009; 136:158 e151-110; discussion 158–159.
- [2] Baumgaertel S., Hans M. G. [O] Mapping buccal cortical bone thickness with cone beam computed tomography for mini-implant insertion. EOS-Vortrag. 2007; 2007:60.
- [3] Benington I. C., Biagioni P. A., Briggs J., Sheridan S., Lamey P. J. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. Clin Oral Implants Res 2002;13:293–297.
- [4] Berens A., Wiechmann D., Rüdiger J. Erfolgsraten von Mini- und Mikroschrauben zur skelettalen Verankerung in der Kieferorthopädie. IOK 2005;37:283–287.
- [5] Cheng S. J., Tseng I. Y., Lee J. J., Kok S. H. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants 2004;19:100–106.
- [6] Motoyoshi M., Hirabayashi M., Uemura M., Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res 2006;17:109–114.
- [7] Wiechmann D., Meyer U., Buchter A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. Clin Oral Implants Res 2007;18:263–267.

KN Adresse*

denvenio
(ETG-Elektronik GmbH)
Robert-Bosch-Straße 7
64293 Darmstadt
Tel.: 0 61 51/5 00 37 20
E-Mail: info@denvenio.de
www.denvenio.de

KN Adresse

Dipl.-Ing. Holger Zipprich
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Direktor:
Prof. Hans-Christoph Lauer
Uniklinikum (ZZMK, Haus 29)
Goethe-Universität
Theodor-Stern-Kai 7
60596 Frankfurt am Main
Tel.: 0 69/63 01-47 14
E-Mail:
zipprich@em.uni-frankfurt.de

SIDUS

DIE UNSICHTBARE KRAFT



Das neue transluzente und selbstligierende Bracket von dentalline.

- Hoher Tragekomfort
- Abgerundete Kanten
- Besseres Aussehen
- Sehr gute Hygiene
- Splitterfreie Abnahme
- Perfekte Anpassung an die natürliche Zahnfarbe

dentalline
orthodontic products ▶

dentalline GmbH & Co. KG
Karlsruher Straße 91
75179 Pforzheim

Tel. +49 (0) 72 31 . 97 81 - 0
Fax +49 (0) 72 31 . 97 81 - 15
e-mail: info@dentalline.de

www.dentalline.de