

**Ein Beitrag zur Einschätzung der Implantatstabilität (Risikomanagement)
durch Korrelation der mit der Digitalen Volumentomographie (DVT)
ermittelten Knochendichte und des Implantatstabilitätsquotienten (ISQ)**

Dr. med. Dr. med. dent. Thomas Mrosk

Papenburg, 2013

Prof. Dr. J. U. Rother

Europäische Fortbildungsakademie für Medizin und Zahnmedizin gGmbH
(EFMZ)/Universität Witten/Herdecke gGmbH (UWH)

„Studiengang „Implantology“ (M. Sc.)

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- ich die Arbeit selbständig verfasst habe
- ich diese Arbeit noch nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt habe
- keine anderen als die angegebenen Quellen oder Hilfsmittel benutzt wurden,
- wörtliche und sinngemäße Zitate als solche gekennzeichnet wurden.

30.08.2013

Ein Beitrag zur Einschätzung der Implantatstabilität (Risikomanagement) durch Korrelation der mit der digitalen Volumentomographie ermittelten Knochendichte und des Implantatstabilitätsquotienten (ISQ)

1. Einleitung
 - 1.1 Die allgemeinen Verfahren zur Knochendichtebestimmung
 - 1.2 Die DVT und ihre Möglichkeiten der Knochendichtebestimmung
 - 1.3 Die klinische Bedeutung der Einschätzung einer Knochenqualität im Rahmen der Implantatversorgung
2. Material und Methode
 - 2.1 Die Praxis für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie Dr. Dr. Thomas Mrosk, Vorstellung des Patientengutes
 - 2.2 Das DVT Carestream 9300
 - 2.3 Scan- und Bohrschablone
 - 2.4 Das Osstel-Gerät zur Ermittlung der Primärstabilität sowie der Pearson-Korrelationskoeffizient
3. Ergebnisse
 - 3.1 Die Oberkiefer-Analyse nach Geschlecht und Alter
 - 3.2 Die Unterkiefer-Analyse nach Geschlecht und Alter
 - 3.3 Problemsituationen
 - 3.4 Vorschläge zur Optimierung des methodischen Vorgehens
4. Zusammenfassung
5. Diskussion
6. Literatur

1. Einleitung

1.1 Die allgemeinen Verfahren zur Knochendichtebestimmung

Die Knochendichtebestimmung (Osteodensitometrie) dient der Bestimmung der Knochendichte und somit der Knochenqualität. Konventionelle Röntgenbilder sind dafür ungeeignet, da sie Mineralsalzverluste erst ab 30 % der Norm darstellen. Das Knochengewebe bezieht seine Festigkeit aus der speziellen Anordnung von Hydroxylapatit-Kristallen und Kollagenfibrillen.

Je nach Alter, physiologischer Entwicklung, Lokalisation und Funktion unterscheidet man 3 Typen Knochengewebe (18,19):

1. Geflechtknochen
2. Lamellenknochen
3. Bündel- und Faserknochen

1.

Geflechtknochen ist Knochen, der vorwiegend in der Entwicklung wie auch bei Heilungsvorgängen durch Knochenstammzellen entsteht. Gekennzeichnet ist sein geringer Mineralgehalt und seine geringe Festigkeit. Bei der initialen Einheilung endossaler Implantate spielt diese Knochenart eine wichtige Rolle.

2.

Lamellenknochen ist das hauptsächliche Baumaterial der Kompakta und der Spongiosa des Skeletts eines Erwachsenen. Der Mineralgehalt ist deutlich höher als der des Geflechtknochens.

3.

Bündel- und Faserknochen stellen eine spezielle Form des Geflechtknochengewebes dar, das vorwiegend in Ansatzzonen von Sehnen und Bändern und in Gelenkkapseln gefunden wird. Bedeutung findet er im Aufhängeapparat natürlicher Zähne und der Innenkortikalis von Alveolen.

Lekholm und Zarb gliederten die Knochenqualitäten 1985 in 4 Klassen (D1 - D4) (28), die im Bereich der Implantologie klinische Anwendung finden.

- D1 fast ausschließlich kompakte Knochensubstanz
- D2 dichte Spongiosa umgeben von breiter Kortikalis
- D3 dichte Spongiosa umgeben von dünner Kortikalis
- D4 lockere Spongiosa umgeben von dünner Kortikalis

Folgende Verfahren gibt es zur Bestimmung der Knochendichte:

1. Histologie
2. Radiologische Methoden:
 - Ein-Energie-Photonen-Absorptiometrie (SPA)
 - Ein-Energie-Röntgen-Absorptiometrie (SXA)
 - Zwei-Energie-Photonen-Absorptiometrie (DPA)
 - Zwei-Energie-Röntgen-Absorptiometrie,
 - quantitative digitale Radiographie (QDR)
 - quantitative Computertomographie (QCT)
 - periphere Computertomographie (pQCT)
3. Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)
4. Osteosonometrie (quantitative Ultraschallmessung, QUS)

Bei der Histologie wird das zu untersuchende Stück Knochen entkalkt und fixiert. Dann kann per Mikroskop die Dichte und Struktur des Knochens bestimmt werden. Der Knochen kann also nur in vitro untersucht werden, scheidet also für unsere Zwecke aus.

Von den radiologischen Methoden hat nur die quantitative Computertomographie (QCT) klinische Bedeutung. Dieses Verfahren entspricht der quantitativen Bestimmung des Mineralgehalts des Knochens. Der Vorteil dieser Methode beruht darauf, volumenbezogene, das heißt tatsächliche Dichtewerte ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) angeben zu können. Die Computertomographie gibt auf den Schwächungswert von Wasser bezogene Messwerte an, die so genannten Hounsfield-Einheiten (HE). Diese HE werden in einem zweiten Schritt über die parallele Messung von Standards mittels einer Eichgeraden in Volumenwerte der Knochendichte umgerechnet.

Die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) entspricht dem zuletzt beschriebenen Verfahren, Messort ist allerdings ein anderer. Der periphere Messort ist wegen der Strahlungsexposition deutlich zu bevorzugen. Für die Zahnheil-

kunde wurde an der Hamburger Universität ein CT (XCT 300, STRATEC Biomedical Systems AG, Birkenfeld, Deutschland) für die pQCT modifiziert. Kalibriert wird das Gerät werkseitig durch ein COMAC-Phantom. Das Phantom muss zur Qualitätskontrolle täglich kontrolliert werden.

Das Verfahren des MRT kommt ohne ionisierende Strahlung aus. Mit Hilfe der quantitativen MRT kann die Knochendichte und das Frakturrisiko gemessen werden. Vergleichswerte mit anderen radiologischen Methoden zeigen viel versprechende Ergebnisse.

Die Osteosonometrie wird in der Literatur noch zu selten als etabliertes Verfahren zur Osteodensitometrie beschrieben (7).

In einer umfangreichen Studie untersuchte Schulz (19) 2010, ob man Knochendichtemessungen nicht auch mit der digitalen Volumentomographie erstellen könnte, um neben den quantitativen Ergebnissen auch Aussagen über die Qualität des Knochens erfassen zu können.

1.2 Die DVT und ihre Möglichkeiten der Knochendichtebestimmung

Knochendichtemessungen spielen im Kieferbereich eine untergeordnete Rolle, obwohl sie von großem medizinischem Nutzen wären. Das hängt damit zusammen, dass die Knochendichte nicht mit den verbreiteten einfachen und strahlungsarmen Geräten gemessen werden kann (19).

In der Literatur findet man so gut wie keine Angaben über die Eignung des DVT für die Osteodensitometrie. Schulz hat in einer Studie gezeigt (19), dass das DVT aufgrund seiner dreidimensionalen Bilder, die eben keine Summationsbilder sind, enormes Potential für die Osteodensitometrie hat. Er zeigte, dass die quantitative Osteodensitometrie mit dem DVT analog der des CT durchführbar ist. Ein individueller Korrekturfaktor muss gerätespezifisch errechnet werden. Außerdem muss geklärt werden, in welchen zeitlichen Abständen das Gerät kalibriert werden muss. Der Nutzen der herkömmlichen Knochendichtemessung ist eher gering, da zu wenige Rückschlüsse auf die Eigenschaften des Knochens gezogen werden können. Die schon ältere Einteilung des Knochens in D1 - D4 nach Lekholm (1985) kommt also immer noch zur Anwendung, obwohl sie nicht validierbar und eigentlich ohne Aussagekraft ist (7).

1.3 Die klinische Bedeutung der Einschätzung einer Knochenqualität im Rahmen der Implantatversorgung

Zahnärztliche Implantate sind eine der erfolgreichsten Behandlungsmethoden in der modernen Medizin, auch wenn es durchaus Misserfolge gibt. Übersichtsartikel nennen Verlustraten von 5 % für Routinesituationen (1).

Die Mehrheit der Fälle mit Implantatverlust lassen sich als biomechanisch induzierte Störungen erklären. Geringe Primärstabilität, geringe Knochendichte, zu kurze Implantate und Überlastung gelten als Risikofaktoren (22). Wichtigste Determinanten für die Implantatstabilität sind die mechanischen Eigenschaften des Knochengewebes am Insertionssitus und die Verbindung zwischen Implantat und Knochengewebe (enossaler Kontakt) (21,22).

Somit bestimmen Knochendichte, chirurgische Technik und Implantatkonstruktion die Primärstabilität zum Zeitpunkt des Eingriffs. Da es eine Korrelation zwischen Misserfolgen und biomechanischen Faktoren wie der Knochendichte zu geben scheint, kann man die Hypothese aufstellen, dass Implantate hoher Mikromobilität fehlschlaggefährdeter sind als stabile Implantate (16).

Mit Techniken der Messung und Verlaufskontrolle der Mikromobilität könnte man möglicherweise die Implantattherapie optimieren und den Patienten entsprechend bessere Voraussagbarkeit demonstrieren, was im Sinne des Risikomanagements und der Patientenaufklärung eine große Bedeutung bekommt.

2. Material und Methode

2.1 Die Praxis für Mund-, Kiefer-Gesichtschirurgie Dr. Dr. Thomas Mrosk, Vorstellung des Patientengutes

Zum Leistungsspektrum unserer Praxis gehört unter anderem die dentale Implantologie. In der Regel arbeiten wir als Überweisungspraxis, das heißt, Zahnärzte schicken uns Patienten zur chirurgischen Implantatversorgung und werden anschließend von ihnen prothetisch versorgt.

Grundsätzlich beträgt die Einheilzeit im Oberkiefer 6 Monate und im Unterkiefer 3 Monate (4).

Zur Anwendung kommen vier Implantatsysteme: Nobel active (Firma Nobel Biocare), Neoss (Firma Neoss), Ankylos (Firma Dentsply Implants) und Bone level Implantate (Firma Straumann), je nachdem welches System vom überweisenden Kollegen gewünscht wird, wobei jede Indikation von jedem Implantatsystem abgedeckt werden kann.

Am Anfang der Implantatbehandlung steht die Diagnostik. So ist die digitale Panoramaschichtaufnahme (PSA) der Standard, nach Modell- und Röntgenanalyse erfolgt die Anfertigung einer Orientierungsschablone im Labor, mit der wiederum eine digitale PSA angefertigt wird. Es erfolgen Messungen für die Implantatlänge.

Ist in einzelnen Fällen in der Diagnostik erkennbar, dass das Knochenangebot reduziert und anatomische Strukturen (Canalis mandibularis, Sinus maxillaris) gefährdet sind, kommt die dreidimensionale Planung zum Einsatz.

Im Labor wird dafür eine sogenannte DVT-Schablone (Scanschablone) angefertigt, mit der mit unserem C9300 eine Aufnahme angefertigt wird.

Anfertigung einer Scanschablone

Die Scanschablone wird auf dem Meistermodell angepasst, das die Patientensituation wiedergibt. Den Präferenzen des Implantologen und des Zahntechnikers entsprechend, enthält die Scanschablone Informationen über das gewünschte prothetische Ergebnis und das Weichgewebe in Form von röntgenopaken Materialien.

Die Scanschablone wird stets mit der templiX-Referenzplatte verbunden, die drei Titanreferenzstifte enthält. Die Referenzstifte werden von der Software erkannt und gewährleisten die Verbindung der Softwareplanung mit dem GonyX-Koordinatentisch zur Herstellung der Bohrschablone.

Herstellung einer Bohrschablone

Nach dem DVT-Scan wird die Bohrschablone mit Hilfe der coDiagnostix-Software erstellt. Die Auswertung erfolgt im zahntechnischen Labor. Diese Software zeigt hier vier Parameter (axial, cross sectional, 3D und panorama) für die räumliche Position jedes Implantats und die Tiefeninformation für die Platzierung der Bohrhülse an. Die vom Labor ermittelten Implantatpositionen werden nach Zusendung an den Behandler auf Richtigkeit kontrolliert. Außerdem liefert die Software einen Ausdruck über die Richtigkeit der Parametereinstellungen vor dem Bohren sowie auch zur Kontrolle der Bohrschablone nach der Fertigung. Auf Wunsch kann die Scanschablone zur Bohrschablone umgearbeitet werden.

Der Datensatz wird auf einer CD-ROM gespeichert und an das Labor geschickt. Im Labor werden dieser Datensatz in die Implantatplanungssoftware coDiagnostix® eingepflegt, die Implantate virtuell geplant und per Mail an die Praxis zurückgeschickt. Nach erneuter Implantatberatung wird dem Patienten das Vorgehen im speziellen Fall anhand der virtuellen Planung aufgezeigt.

In der Software kann dann mit einem speziellen Werkzeug die Dichtemessung vorgenommen werden und dokumentiert werden. Der Implantatstabilitätsquotient (ISQ) wird zum Zeitpunkt der Operation und der späteren Freilegung gemessen und dokumentiert.

Im Zeitraum Juni 2011 bis April 2013 haben wir bei 57 Patienten insgesamt 155 Implantate eingesetzt, die zuvor dreidimensional geplant wurden.



2.2 Das DVT Carestream 9300

Das CS 9300-System ist für zahlreiche klinische Anwendungen konzipiert und bietet hochwertige Panorama-, Nasennebenhöhlen-, Schläfenbein- und zahnmedizinische DVT-Bilder mit einem Bruchteil der Strahlendosis konventioneller Multi-Detector-CT-Systeme.

Das CS 9300-System arbeitet mit digitaler Volumentomographie-Technologie und bietet verschiedene auswählbare Sichtfelder (5 x 5 cm bis 17 x 13,5 cm), isotropischen Auflösungen (0,09 mm bis 0,5 mm) und Scanzeiten. Dabei passt sich das Sichtfeld des Systems automatisch an – und begrenzt damit die Strahlenexposition auf den Auswahlbereich. Durch die auswählbaren Sichtfelder, die Auflösungen und Scanzeiten des CS 9300 konzentriert sich die Strahlung auf den Auswahlbereich und ermöglicht somit eine für den Patienten sichere Untersuchung. MDCT- (Multi-Detector-CT-) Systeme arbeiten in der Regel mit Strahlendosen zwischen 0,8 mSv und 2,0 mSv (9) (11).

Die Halb-Scan-Protokolle des CS 9300 (alle Sichtfelder außer 17 x 13,5 cm) ermöglichen außerdem eine erhebliche Senkung der Strahlendosis für die vordere Region – einschließlich Augen – im Vergleich zu den Voll-Scan-Protokollen, die bei herkömmlichen MDCT- und anderen Volumentomographie-Systemen zum Einsatz kommen (27).

Das CS 9300 passt sich gut in den Arbeitsablauf einer kieferchirurgischen Praxis ein. Durch die DICOM-Konformität ist sichergestellt, dass das Gerät problemlos mit allen PACS-, RIS- und Drucksystemen zusammenarbeitet. Es ist möglich, Bildgebungssoftware zusammen mit dem System zu nutzen.

2.3 Scan- und Bohrschablone

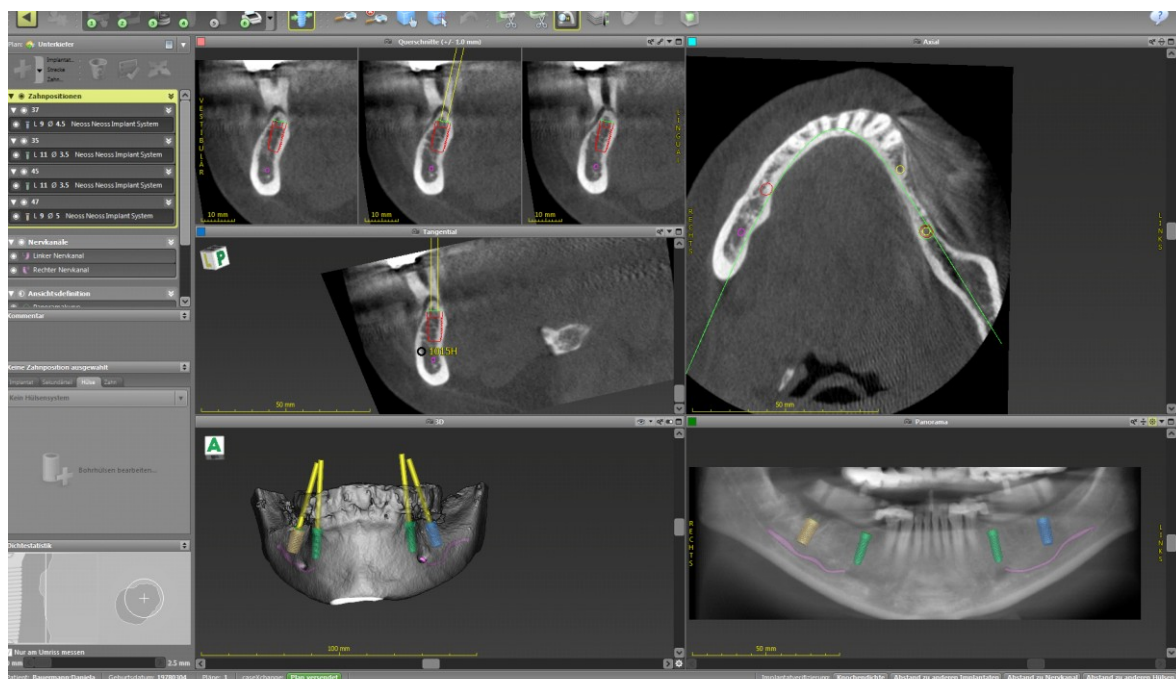
Neben dem Freihandimplantieren werden heute in den meisten Fällen Bohrschablonen verwendet, die auf den Informationen der Panoramaaufnahme sowie der klinischen und der Modellsituation basieren (implantatprothetische Orientierungsschablone). Damit können keine Rückschlüsse auf die Anatomie gezogen werden (14,15).

Neben der Panoramaaufnahme kommen bildgestützte Verfahren (CT, DVT) zum Einsatz, seit mehreren Jahren stehen ausgereifte Softwareprodukte zur Planung und Simulation der Implantatposition aus prothetischer und chirurgischer Sicht auf

der Basis von dreidimensionalen DVT- und CT-Daten zur Verfügung. Diese Programme ermöglichen auch das metrische Messen.

In unserer Praxis kommt die Software coDiagnostix® zum Einsatz. Diese wurde speziell für die präzise bildgestützte Planung dentaler Implantate entwickelt. Grundlage der Software bilden medizinische Bilddaten des Patienten (DVT), die nach dem Einlesen (CD-ROM) durch das System coDiagnostix® weiter verarbeitet werden.

Die eigentliche Planung wird durch die Berechnung spezieller Ansichten, die Analyse der graphischen Daten und die Platzierung der Implantate durchgeführt. Ein Werkzeug, nachdem die geplante Implantatpositionierung abgeschlossen ist, ist die Dichtemessung. Die statistische Dichteverteilung an der Mantelfläche des aktuellen Implantats wird in zwei Graphiken dargestellt. Eine Graphik zeigt die vertikale, die andere die horizontale Verteilung der Dichte. Mit den Schieberegler können jetzt Umriss und der gesamte Bereich ermittelt werden. Handelt es sich bei den Eingangsdaten um CT-Daten, werden die Werte in Hounsfield-Einheiten gemessen (H).



Für alle ausgewählten Patienten und alle Implantate wurden die entsprechenden Werte tabellarisch aufgeführt.

2.4 Das Osstel-Gerät zur Ermittlung der Primärstabilität sowie der Pearson-Korrelationskoeffizient

Die Resonanzfrequenzanalyse (RFA) wurde vor rund 20 Jahren von Meredith und Mitarbeitern entwickelt und ist heute unter dem Namen Osstel-Technik bekannt (13). Mit ihrer Hilfe kann die Implantatstabilität als Quotient (ISQ) ermittelt werden, und zwar auf einer Skala von 1 ISQ (niedrigste Stabilität) bis 100 ISQ (höchste Stabilität). Dabei wird ein piezo-elektronisches Element mit einem Frequenzspektrum von 3500-8000 Hz über einen Transducer (Messwandler) aktiviert, der auf dem eingesetzten Implantat befestigt ist (SmartPeg™).

Anschließend ermittelt das Instrument die Resonanz des Knochenimplantatkontaktes. Anhand der Frequenz mit der höchsten Amplitude wird der ISQ auf einer Skala von 0-100 berechnet.

Laut Herstellerangaben existiert ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen der Resonanzfrequenz und dem ISQ-Wert. Die Werte des Implantat-Stabilitätsquotienten (ISQ) waren robust gegenüber der Lage der Osstel™-Mentor-Sonde auf dem SmartPeg™, so dass sie unabhängig von der Instrumentenposition reproduzierbar sind (23).





Korrelationskoeffizient nach Pearson:

Der Korrelationskoeffizient nach Pearson ist ein dimensionsloses Maß für die Stärke des linearen Zusammenhangs zwischen zwei quantitativen Größen und wird auch als Produkt-Moment-Korrelationskoeffizient bezeichnet. Voraussetzung ist, dass beide korrelierenden Größen quantitativ sind. Es liegen unabhängige Beobachtungspaare vor. Hier in der vorliegenden Arbeit sind es Dichte (Umriss beziehungsweise außen) und der ISQ bei Operation und Freilegung.

Die Bedeutung des Korrelationskoeffizienten wird häufig überschätzt. Der Korrelationskoeffizient sagt lediglich aus, wie groß der stochastische, das heißt statistische Zusammenhang ist, der sich unter der Hypothese einer Abhängigkeit zwischen zwei Koordinaten x und y findet. Ist der Korrelationskoeffizient $r > 0$, so liegt ein positiver Zusammenhang vor, ist $r < 0$, besteht ein negativer Zusammenhang. Kein linearer Zusammenhang liegt vor, $r = 0$ ist.

Die einzelnen Werte sind in Tabelle 12 zusammengestellt (8).

3. Ergebnisse

Insgesamt wurden bei 57 Patienten 155 Implantate eingesetzt, darunter befanden sich 24 Männer (42,1 %) und 33 Frauen (57,9 %).

Die Operationen fanden zwischen dem 18. Juni 2011 und dem 04. April 2013 statt.

Es werden folgende statistische Kenngrößen angegeben:

- Mittelwert (MW)
- Standardabweichung (SD)
- Median
- Minimum und Maximum (Min-Max)

In tabellarischer Form werden die Geschlechtsverteilung, bei wie vielen Patienten die Implantate im Ober- und Unterkiefer waren und die Häufigkeit der verschiedenen Implantattypen aufgelistet (Tabelle 1-3).

Tabelle 1: Alter der Patienten bei OP (Jahre)

Geschlecht	Anzahl	Alter < 60 J.	Alter > = 60 J.
Männer	24	12 (50,0 %)	12 (50,0 %)
Frauen	33	20 (60,6 %)	13 (39,4 %)
insgesamt	57	32 (56,1 %)	25 (43,9 %)

Von den 57 Patienten waren bei OP 32 Patienten unter 60 Jahre alt. Dies sind 56,1 % aller Patienten. Von den 24 Männern waren 12 Männer 60 Jahre oder älter (50,0 %).

Tabelle 2: Patienten mit Implantaten im Ober- und Unterkiefer

Geschlecht	Anzahl	Oberkiefer	Unterkiefer
Männer	24	8 (33,3 %)	16 (66,7 %)
Frauen	33	11 (33,3 %)	22 (66,7 %)
insgesamt	57	19 (33,3 %)	38 (66,7 %)

Von den 57 Patienten hatten 19 Patienten Implantate im Oberkiefer (33,3 %).

Von den 33 Frauen hatten 22 Frauen Implantate im Unterkiefer (66,7 %).

Tabelle 3: Implantattyp in Ober- und Unterkiefer

Implantattyp	OK (n=66)	UK (n=89)	insgesamt (n=155)
Ankylos	3 (4,5 %)	8 (9,0 %)	11 (7,1 %)
Neoss	14 (21,2 %)	31 (34,8 %)	45 (29,0 %)
Nobel active	41 (62,1 %)	40 (44,9 %)	81 (52,3 %)
Straumann bone level	8 (12,1 %)	10 (11,2 %)	18 (11,6 %)

Bei 45 der 155 Implantate wurde ein Neoss-Implantat verwendet (29,0 %).

Im Oberkiefer wurde 8mal Straumann bone level benutzt (12,1 %).

Weiterhin wird in den Tabellen aufgelistet das Alter bei der Operation sowie die Zeit zwischen DVT und Operation und DVT und Freilegung beschrieben. Diese Beschreibung erfolgt für das Gesamtkollektiv (gesamt) für Patienten mit Implantaten im OK beziehungsweise im UK und in Abhängigkeit von Geschlecht und Alter (< 60, > 60).

In Tabelle 12 werden die Korrelationskoeffizienten zwischen Dichte (Umriss und Außen) und ISQ bei OP und ISQ bei Freilegung dargestellt.

3.1 Die Oberkiefer-Analyse

Von den 57 Patienten waren 32 bei der OP unter 60 Jahre alt. Dies sind 56,1 % aller Patienten. Von den 24 Männern waren 12 Männer 60 Jahre oder älter (50,0 %). Von den 57 Patienten hatten 19 Patienten Implantate im Oberkiefer (33,3 %). Bei 45 der 155 Implantate wurde ein Neoss-Implantat verwendet (29 %). Im Oberkiefer wurden 41 Nobel active-Implantate gesetzt (62,1 %).

Tabelle 1: Alter der Patienten bei OP (Jahre)

Geschlecht	Anzahl	Alter < 60 J.	Alter > = 60 J.
Männer	24	12 (50,0 %)	12 (50,0 %)
Frauen	33	20 (60,6 %)	13 (39,4 %)
insgesamt	57	32 (56,1 %)	25 (43,9 %)

Von den 57 Patienten waren bei OP 32 Patienten unter 60 Jahre alt. Dies sind 56,1 % aller Patienten. Von den 24 Männern waren 12 Männer 60 Jahre oder älter (50,0 %).

Tabelle 2: Patienten mit Implantaten im Ober- und Unterkiefer

Geschlecht	Anzahl	Oberkiefer	Unterkiefer
Männer	24	8 (33,3 %)	16 (66,7 %)
Frauen	33	11 (33,3 %)	22 (66,7 %)
insgesamt	57	19 (33,3 %)	38 (66,7 %)

Von den 57 Patienten hatten 19 Patienten Implantate im Oberkiefer (33,3 %).

Von den 33 Frauen hatten 22 Frauen Implantate im Unterkiefer (66,7 %).

Tabelle 3: Implantattyp in Ober- und Unterkiefer

Implantattyp	OK (n=66)	UK (n=89)	insgesamt (n=155)
Ankylos	3 (4,5 %)	8 (9,0 %)	11 (7,1 %)
Neoss	14 (21,2 %)	31 (34,8 %)	45 (29,0 %)
Nobel active	41 (62,1 %)	40 (44,9 %)	81 (52,3 %)
Straumann bone level	8 (12,1 %)	10 (11,2 %)	18 (11,6 %)

Bei 45 der 155 Implantate wurde ein Neoss-Implantat verwendet (29,0 %).

Im Oberkiefer wurde 8mal Straumann bone level benutzt (12,1 %).

Die Zeit zwischen der DVT-Planung und der Operation (Implantatinserktion) betrug im Median 30 Tage,

Tabelle 5: Zeit zwischen OP und DVT [Tage]

Gruppe	Anzahl Pat.	Mw	SD	Median	Min-Max
insgesamt	57	34.6	44.8	28.0	2.0-331.0
OK	19	50.0	71.6	30.0	2.0-331.0
UK	38	26.9	19.0	20.5	5.0-99.0
Männer	24	28.7	19.0	29.0	7.0-99.0
Frauen	33	38.9	56.7	24.0	2.0-331.0
<60 J.	32	28.7	20.0	22.5	5.0-99.0
>=60 J.	25	42.2	63.8	30.0	2.0-331.0
Männer, <60 J.	12	29.2	24.0	24.5	7.0-99.0
Männer, >=60 J.	12	28.2	13.4	30.0	8.0-49.0
Frauen, <60 J.	20	28.4	17.9	22.5	5.0-64.0
Frauen, >=60 J.	13	55.1	87.1	28.0	2.0-331.0
OK, Männer	8	31.4	11.9	30.0	8.0-49.0

OK, Frauen	11	63.5	93.1	41.0	2.0-331.0
UK, Männer	16	27.3	22.0	18.5	7.0-99.0
UK, Frauen	22	26.6	17.1	21.0	5.0-64.0
OK, <60 J.	9	30.6	12.6	29.0	11.0-49.0
OK, >=60 J.	10	67.5	97.0	38.0	2.0-331.0
UK, <60 J.	23	28.0	22.5	20.0	5.0-99.0
UK, >=60 J.	15	25.3	12.6	28.0	9.0-51.0
OK, Männer, <60 J.	3	29.3	0.6	29.0	29.0-30.0
OK, Männer, >=60 J.	5	32.6	15.6	34.0	8.0-49.0
OK, Frauen, <60 J.	6	31.2	15.9	32.5	11.0-49.0
OK, Frauen, >=60 J.	5	102.4	133.7	52.0	2.0-331.0
UK, Männer, <60 J.	9	29.1	28.2	17.0	7.0-99.0
UK, Männer, >=60 J.	7	25.0	11.8	28.0	12.0-44.0
UK, Frauen, <60 J.	14	27.2	19.2	20.5	5.0-64.0
UK, Frauen, >=60 J.	8	25.5	14.0	24.5	9.0-51.0

zwischen Implantatinserktion und Freilegung im Schnitt 189 Tage.

Tabelle 6: Zeit zwischen OP und Freilegung [Tage]

Gruppe	Anzahl Pat.	Mw	SD	Median	Min-Max
insgesamt	57	130.6	50.5	112.0	49.0-258.0
OK	19	187.3	22.4	189.0	148.0-237.0
UK	38	102.2	33.7	98.0	49.0-258.0
Männer	24	136.2	52.5	117.5	49.0-258.0
Frauen	33	126.5	49.3	112.0	62.0-237.0
<60 J.	32	126.7	55.4	112.0	49.0-258.0
>=60 J.	25	135.6	44.0	116.0	76.0-211.0
Männer, <60 J.	12	136.7	60.3	124.5	49.0-258.0
Männer, >=60 J.	12	135.8	46.2	105.0	89.0-196.0
Frauen, <60 J.	20	120.7	53.0	107.5	62.0-237.0
Frauen, >=60 J.	13	135.4	43.7	120.0	76.0-211.0
OK, Männer	8	186.9	23.5	189.5	148.0-230.0
OK, Frauen	11	187.5	22.8	187.0	148.0-237.0
UK, Männer	16	110.9	43.8	100.0	49.0-258.0

UK, Frauen	22	96.0	23.1	95.5	62.0-160.0
OK, <60 J.	9	191.2	27.2	187.0	148.0-237.0
OK, >=60 J.	10	183.7	17.9	189.5	148.0-211.0
UK, <60 J.	23	101.4	41.1	91.0	49.0-258.0
UK, >=60 J.	15	103.5	18.8	98.0	76.0-160.0
OK, Männer, <60 J.	3	186.0	41.3	180.0	148.0-230.0
OK, Männer, >=60 J.	5	187.4	10.6	190.0	169.0-196.0
OK, Frauen, <60 J.	6	193.8	21.9	188.5	176.0-237.0
OK, Frauen, >=60 J.	5	180.0	23.9	183.0	148.0-211.0
UK, Männer, <60 J.	9	120.2	57.9	112.0	49.0-258.0
UK, Männer, >=60 J.	7	98.9	5.9	98.0	89.0-107.0
UK, Frauen, <60 J.	14	89.4	19.8	83.0	62.0-123.0
UK, Frauen, >=60 J.	8	107.5	25.2	98.5	76.0-160.0

In den Tabellen 8 und 9 sind die Dichtewerte für Umriss und Außen zusammengefasst. Insgesamt liegt der Wert analog des Hounsfield-Wertes bei 293 im Oberkiefer. Alter und Geschlecht zeigen keine wesentlichen Unterschiede.

Die ISQ-Werte für den OK zum Zeitpunkt der Operation lagen im Median bei 70 (mit Schwankungen von 52-83).

Tabelle 10: ISQ bei OP

Gruppe	Anzahl	Mw	SD	Median	Min-Max
Implantate					
insgesamt	155	73.1	7.1	75.0	52.0-87.0
OK	66	68.8	6.6	70.0	52.0-83.0
UK	89	76.2	5.6	77.0	61.0-87.0
Männer	64	72.7	7.3	75.0	54.0-87.0
Frauen	91	73.3	7.0	74.0	52.0-86.0
<60 J.	84	73.5	7.1	75.0	52.0-86.0
>=60 J.	71	72.6	7.1	74.0	53.0-87.0
Männer, <60 J.	36	73.6	7.4	75.0	54.0-85.0
Männer, >=60 J.	28	71.6	7.2	75.0	56.0-87.0
Frauen, <60 J.	48	73.4	7.0	74.5	52.0-86.0

Frauen, >=60 J.	43	73.2	7.0	74.0	53.0-84.0
OK, Männer	31	68.9	7.1	70.0	54.0-83.0
OK, Frauen	35	68.7	6.2	70.0	52.0-79.0
UK, Männer	33	76.3	5.6	76.0	61.0-87.0
UK, Frauen	56	76.2	5.8	77.0	62.0-86.0
OK, <60 J.	33	68.2	6.5	70.0	52.0-83.0
OK, >=60 J.	33	69.4	6.7	71.0	53.0-77.0
UK, <60 J.	51	76.9	5.2	77.0	62.0-86.0
UK, >=60 J.	38	75.4	6.2	75.5	61.0-87.0
OK, Männer, <60 J.	16	68.5	7.0	69.5	54.0-83.0
OK, Männer, >=60 J.	15	69.3	7.4	72.0	56.0-76.0
OK, Frauen, <60 J.	17	67.9	6.2	70.0	52.0-79.0
OK, Frauen, >=60 J.	18	69.4	6.3	71.0	53.0-77.0
UK, Männer, <60 J.	20	77.7	4.8	79.0	63.0-85.0
UK, Männer, >=60 J.	13	74.2	6.2	75.0	61.0-87.0
UK, Frauen, <60 J.	31	76.4	5.4	77.0	62.0-86.0
UK, Frauen, >=60 J.	25	76.0	6.3	79.0	62.0-84.0

Bei der Freilegung lagen sie bei 72,5 (64-85).

Die Ergebnisse der Berechnung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson sind in Tabelle 12 zusammengefasst.

Tabelle 12: Korrelationen (Pearsonscher Korrelationskoeffizient)

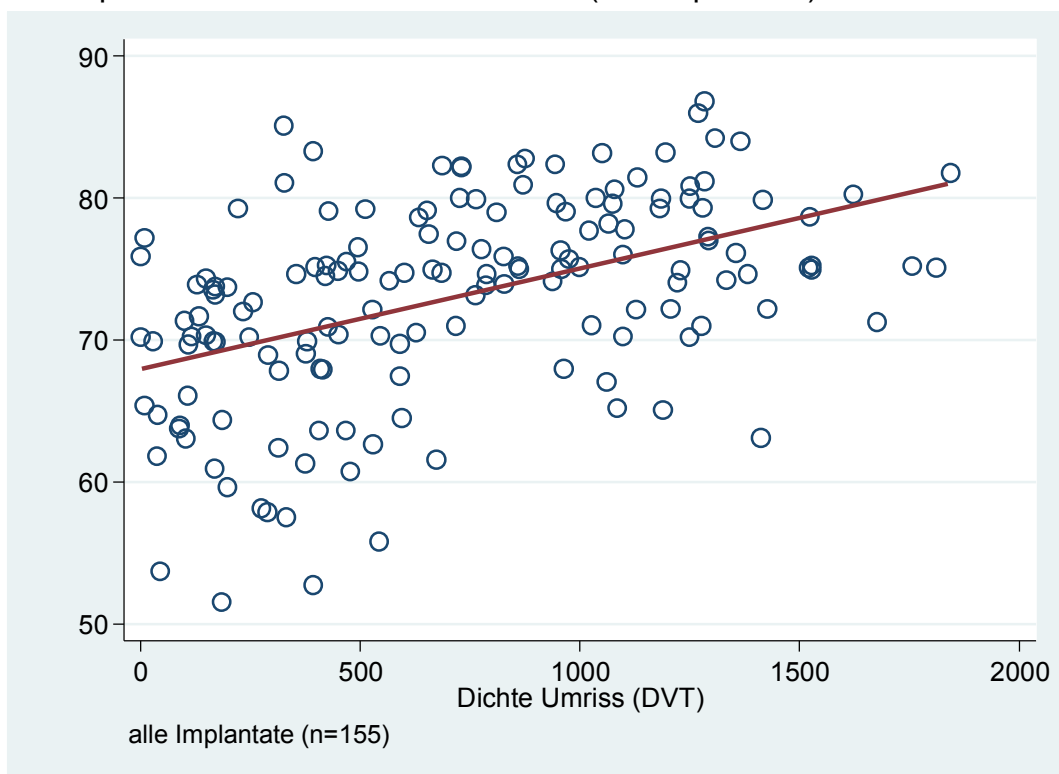
Gruppe	Anzahl Impl.	Dichte Umriss		Dichte Außen	
		vs. ISQ OP	vs. ISQ Freilegung	vs. ISQ OP	vs ISQ Freilegung
insgesamt	155	0.468	0.284	0.476	0.345
OK	66	0.210	0.243	0.131	0.216
UK	89	0.158	-0.139	0.180	-0.026
Männer	64	0.458	0.164	0.510	0.293
Frauen	91	0.475	0.379	0.450	0.394
<60 J.	84	0.467	0.287	0.475	0.351
>=60 J.	71	0.443	0.282	0.421	0.383

Männer, <60 J.	36	0.459	0.214	0.530	0.317
Männer, >=60 J.	28	0.500	0.069	0.532	0.249
Frauen, <60 J.	48	0.523	0.372	0.521	0.347
Frauen, >=60 J.	43	0.425	0.384	0.375	0.444
OK, Männer	31	0.275	0.249	0.240	0.283
OK, Frauen	35	0.152	0.250	0.029	0.167
UK, Männer	33	0.053	-0.429	0.198	-0.165
UK, Frauen	56	0.212	0.019	0.170	0.045
OK, <60 J.	33	0.330	0.329	0.251	0.190
OK, >=60 J.	33	0.088	0.133	0.019	0.217
UK, <60 J.	51	-0.040	-0.299	0.070	-0.180
UK, >=60 J.	38	0.360	0.057	0.316	0.201
OK, Männer, <60 J.	16	0.380	0.420	0.369	0.483
OK, Männer, >=60 J.	15	0.227	0.056	0.178	0.099
OK, Frauen, <60 J.	17	0.371	0.424	0.248	0.187
OK, Frauen, >=60 J.	18	-0.019	0.056	-0.113	0.199
UK, Männer, <60 J.	20	-0.393	-0.458	-0.114	-0.213
UK, Männer, >=60 J.	13	0.563	-0.431	0.764	0.017
UK, Frauen, <60 J.	31	0.148	-0.182	0.175	-0.156
UK, Frauen, >=60 J.	25	0.281	0.196	0.160	0.241

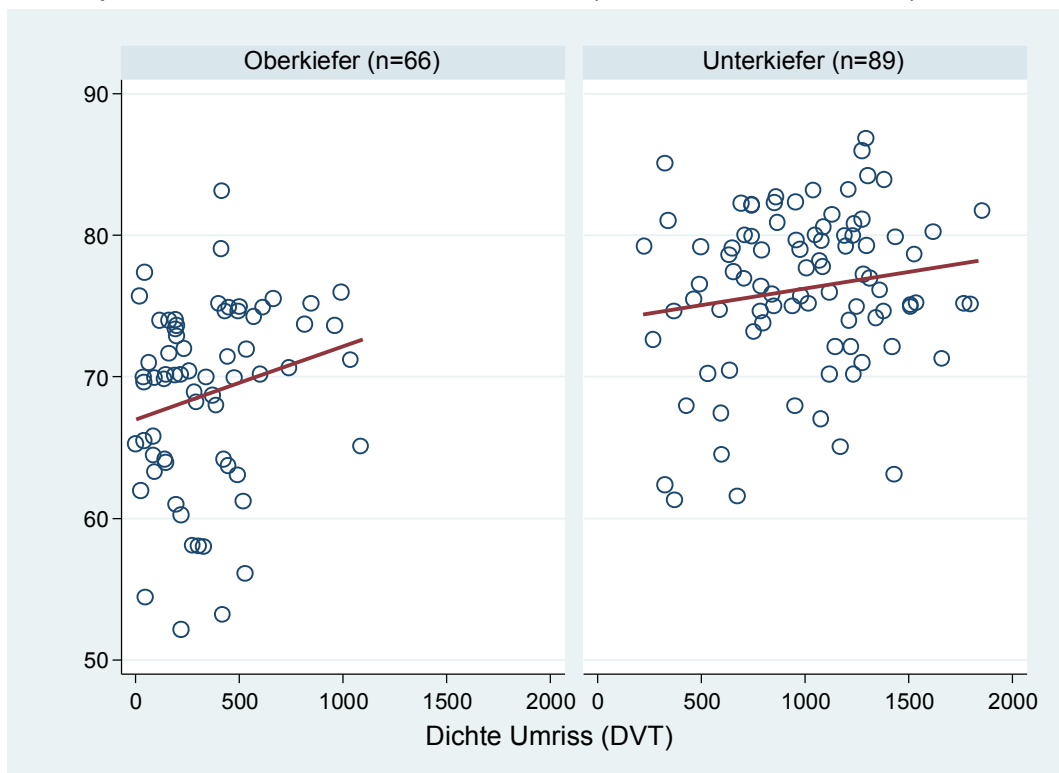
Grundsätzlich ist es so, dass der Zusammenhang zwischen Dichtemessung und ISQ nicht besonders ausgeprägt ist. Bei der Kombination Kiefer-Geschlecht-Alter wird die Fallzahl zu gering. Hier sollte man den Korrelationskoeffizienten nicht überinterpretieren.

Bei den Graphiken

Scatterplot ISQ bei OP vs. Dichte Umriss (alle Implantate)



Scatterplot ISQ bei OP vs. Dichte Umriss (Ober- und Unterkiefer)



sieht man zwar, dass tendenziell ein positiver Zusammenhang besteht, die Punkte streuen jedoch deutlich um die Gerade.

3.2 Die Unterkiefer-Analyse

Im Unterkiefer wurden insgesamt 38 Implantate inseriert, Frauen und Männer waren nahezu in gleicher Zahl vertreten, insgesamt wurden doppelt so viel wie im Oberkiefer inseriert.

Die Implantattypen waren ähnlich verteilt wie im Oberkiefer, auch hier war das Nobel active-Implantat am häufigsten vertreten.

Tabelle 1: Alter der Patienten bei OP (Jahre)

Geschlecht	Anzahl	Alter < 60 J.	Alter > = 60 J.
Männer	24	12 (50,0 %)	12 (50,0 %)
Frauen	33	20 (60,6 %)	13 (39,4 %)
insgesamt	57	32 (56,1 %)	25 (43,9 %)

Von den 57 Patienten waren bei OP 32 Patienten unter 60 Jahre alt. Dies sind 56,1 % aller Patienten. Von den 24 Männern waren 12 Männer 60 Jahre oder älter (50,0 %).

Tabelle 2: Patienten mit Implantaten im Ober- und Unterkiefer

Geschlecht	Anzahl	Oberkiefer	Unterkiefer
Männer	24	8 (33,3 %)	16 (66,7 %)
Frauen	33	11 (33,3 %)	22 (66,7 %)
insgesamt	57	19 (33,3 %)	38 (66,7 %)

Von den 57 Patienten hatten 19 Patienten Implantate im Oberkiefer (33,3 %). Von den 33 Frauen hatten 22 Frauen Implantate im Unterkiefer (66,7 %).

Tabelle 3: Implantattyp in Ober- und Unterkiefer

Implantattyp	OK (n=66)	UK (n=89)	insgesamt (n=155)
Ankylos	3 (4,5 %)	8 (9,0 %)	11 (7,1 %)
Neoss	14 (21,2 %)	31 (34,8 %)	45 (29,0 %)
Nobel active	41 (62,1 %)	40 (44,9 %)	81 (52,3 %)
Straumann bone level	8 (12,1 %)	10 (11,2 %)	18 (11,6 %)

Bei 45 der 155 Implantate wurde ein Neoss-Implantat verwendet (29,0 %).

Im Oberkiefer wurde 8mal Straumann bone level benutzt (12,1 %).

Die Einheilzeiten betrugen im Unterkiefer im Median 98 Tage.

Bei den Dichtewerten zeigten sich erwartungsgemäß deutlich höhere Werte, im Median 1034 (220-1837). Die Unterschiede zwischen Umriss und Außen sind nicht groß.

Tabelle 8: Dichte Umriss

Gruppe	Anzahl Implantate	Mw	SD	Median	Min-Max
insgesamt	155	719.6	467.0	670.0	2.0-1837.0
OK	66	344.5	267.7	293.0	2.0-1095.0
UK	89	997.8	380.8	1034.0	220.0-1837.0
Männer	64	678.9	449.4	635.0	2.0-1752.0
Frauen	91	748.3	479.4	718.0	13.0-1837.0
<60 J.	84	743.7	491.4	677.5	2.0-1837.0
>=60 J.	71	691.1	438.1	649.0	13.0-1752.0
Männer, <60 J.	36	649.0	479.4	523.5	2.0-1545.0
Männer, >=60 J.	28	717.3	413.0	659.5	13.0-1752.0
Frauen, <60 J.	48	814.7	493.3	718.0	13.0-1837.0
Frauen, >=60 J.	43	674.1	457.8	524.0	25.0-1630.0
OK, Männer	31	347.2	257.6	329.0	2.0-961.0
OK, Frauen	35	342.2	280.1	260.0	13.0-1095.0
UK, Männer	33	990.5	358.6	974.0	317.0-1752.0
UK, Frauen	56	1002.1	396.4	1052.0	220.0-1837.0
OK, <60 J.	33	298.1	245.3	195.0	2.0-1095.0
OK, >=60 J.	33	390.9	284.5	402.0	13.0-1022.0
UK, <60 J.	51	1032.0	382.8	1022.0	317.0-1837.0
UK, >=60 J.	38	951.8	378.2	1040.0	220.0-1752.0
OK, Männer, <60 J.	16	223.8	182.9	172.0	2.0-560.0
OK, Männer, >=60 J.	15	478.9	265.3	414.0	13.0-961.0
OK, Frauen, <60 J.	17	368.1	279.7	305.0	13.0-1095.0
OK, Frauen, >=60 J.	18	317.7	286.2	171.0	25.0-1022.0
UK, Männer, <60 J.	20	989.3	350.4	1053.0	317.0-1545.0
UK, Männer, >=60 J.	13	992.4	385.5	974.0	378.0-1752.0
UK, Frauen, <60 J.	31	1059.6	405.6	1022.0	499.0-1837.0
UK, Frauen, >=60 J.	25	930.7	380.5	1058.0	220.0-1630.0

Tabelle 9: Dichte Außen

Gruppe	Anzahl Implantate	Mw	SD	Median	Min-Max
insgesamt	155	777.8	461.9	730.0	13.0-1849.0
OK	66	382.8	259.6	341.0	13.0-1156.0
UK	89	1070.7	346.2	1119.0	317.0-1849.0
Männer	64	748.3	462.6	627.0	50.0-1849.0
Frauen	91	798.5	462.8	755.0	13.0-1814.0
<60 J.	84	791.2	481.2	683.5	50.0-1849.0
>=60 J.	71	761.9	440.9	755.0	13.0-1545.0
Männer, <60 J.	36	712.9	502.8	584.5	50.0-1849.0
Männer, >=60 J.	28	793.8	409.7	754.5	62.0-1399.0
Frauen, <60 J.	48	850.0	460.9	775.5	110.0-1814.0
Frauen, >=60 J.	43	741.1	463.6	755.0	13.0-1545.0
OK, Männer	31	383.7	253.5	378.0	50.0-1010.0
OK, Frauen	35	382.1	268.6	341.0	13.0-1156.0
UK, Männer	33	1090.8	333.6	1144.0	396.0-1849.0
UK, Frauen	56	1058.8	355.8	1101.0	317.0-1814.0
OK, <60 J.	33	343.1	226.5	278.0	50.0-1119.0
OK, >=60 J.	33	422.6	287.0	402.0	13.0-1156.0
UK, <60 J.	51	1081.2	365.0	1119.0	396.0-1849.0
UK, >=60 J.	38	1056.5	323.5	1131.5	317.0-1545.0
OK, Männer, <60 J.	16	259.9	167.1	207.5	50.0-548.0
OK, Männer, >=60 J.	15	515.7	267.5	475.0	62.0-1010.0
OK, Frauen, <60 J.	17	421.4	250.9	375.0	110.0-1119.0
OK, Frauen, >=60 J.	18	345.0	286.5	249.0	13.0-1156.0
UK, Männer, <60 J.	20	1075.4	363.9	1144.0	396.0-1849.0
UK, Männer, >=60 J.	13	1114.5	293.5	1229.0	534.0-1399.0
UK, Frauen, <60 J.	31	1085.0	371.6	1083.0	512.0-1814.0
UK, Frauen, >=60 J.	25	1026.4	339.9	1119.0	317.0-1545.0

Auch die ISQ-Werte liegen im Schnitt mit 77 deutlich höher als im Oberkiefer.

Tabelle 10: ISQ bei OP

Gruppe	Anzahl Implantate	Mw	SD	Median	Min-Max
insgesamt	155	73.1	7.1	75.0	52.0-87.0
OK	66	68.8	6.6	70.0	52.0-83.0
UK	89	76.2	5.6	77.0	61.0-87.0
Männer	64	72.7	7.3	75.0	54.0-87.0
Frauen	91	73.3	7.0	74.0	52.0-86.0
<60 J	84	73.5	7.1	75.0	52.0-86.0
>=60 J	71	72.6	7.1	74.0	53.0-87.0
Männer, <60 J	36	73.6	7.4	75.0	54.0-85.0
Männer, >=60 J	28	71.6	7.2	75.0	56.0-87.0
Frauen, <60 J	48	73.4	7.0	74.5	52.0-86.0
Frauen, >=60 J	43	73.2	7.0	74.0	53.0-84.0
OK, Männer	31	68.9	7.1	70.0	54.0-83.0
OK, Frauen	35	68.7	6.2	70.0	52.0-79.0
UK, Männer	33	76.3	5.6	76.0	61.0-87.0
UK, Frauen	56	76.2	5.8	77.0	62.0-86.0
OK, <60 J	33	68.2	6.5	70.0	52.0-83.0
OK, >=60 J	33	69.4	6.7	71.0	53.0-77.0
UK, <60 J	51	76.9	5.2	77.0	62.0-86.0
UK, >=60 J	38	75.4	6.2	75.5	61.0-87.0
OK, Männer, <60 J	16	68.5	7.0	69.5	54.0-83.0
OK, Männer, >=60 J	15	69.3	7.4	72.0	56.0-76.0
OK, Frauen, <60 J	17	67.9	6.2	70.0	52.0-79.0
OK, Frauen, >=60 J	18	69.4	6.3	71.0	53.0-77.0
UK, Männer, <60 J	20	77.7	4.8	79.0	63.0-85.0
UK, Männer, >=60 J	13	74.2	6.2	75.0	61.0-87.0
UK, Frauen, <60 J	31	76.4	5.4	77.0	62.0-86.0
UK, Frauen, >=60 J	25	76.0	6.3	79.0	62.0-84.0

Die Korrelationen sind in Tabelle 12 zusammengestellt, hier gilt die gleiche Aussage wie für den Oberkiefer.

3.3 Problemsituationen

Die Analyse zeigt, dass analog zu Knochendichtemessungen im CT mit so genannten Hounsfield-Einheiten eine Korrelation zwischen der Stabilität des Implantates und der Knochendichte tendenziell besteht, obwohl die einzelnen Werte jedoch deutlich um die Gerade streuen.

Die höhere Auflösung im DVT macht aus technischer Sicht die Trabekelstruktur des Knochens deutlich sichtbar, aufgrund der Inhomogenität ist eine klassische Hounsfield-Bestimmung schwierig.

Problematisch sind auch die systembedingten Unterschiede in der Bildgenerierung. Im Gegensatz zum herkömmlichen CT arbeitet das DVT mit einem waffelförmigen Strahl (Cone beam). Das hat den Vorteil der kurzen Bestrahlzeit, führt aber zu erhöhter sichtbarer Streustrahlung. DVT-Aufnahmen wirken im Vergleich zu regulären CT-Aufnahmen mehr verrauscht und weniger kontrastiert.

Zurzeit fehlt die für die Auswertung nötige Software, wenn kein DICOM-Datensatz vorliegt.

Die Software ließe sich auch für alle vorhandenen DVT-Aufnahmen auch nachträglich nutzen und könnte gut zur Differenzierung pathologischer Prozesse genutzt werden. Auch ein Osteoporose-Screening wäre leicht durchführbar.

DVT-Geräte haben systembedingt kleinere Fields of view (FOV). Bedingt durch die kleineren aufgenommenen Volumina wird nicht der gesamte Körper in die Datenrekonstruktion einbezogen, das heißt, Rekonstruktionsdaten außerhalb des Volumens fehlen (anatomisch wie mathematisch) im Vergleich zum herkömmlichen CT. Dies wiederum würde bedeuten, das größere Volumen eher geeignet sind für die Bestimmung nach Hounsfield, dann allerdings auf Kosten einer höheren Dosisbelastung für den Patienten.

Lohnt es sich also für den Bereich der Implantologie für einzelne und definierte Bereiche des Knochens den ganzen Kopf zu bestrahlen?

3.4 Vorschläge zur Optimierung des methodischen Vorgehens

Zur Optimierung des methodischen Vorgehens gibt es verschiedene Anforderungen an Mensch und Technik.

Die DVT-Geräte sollten werksseitig mit einer entsprechenden Software ausgestattet sein, die es erlaubt, standardisierte Aussagen über Messwerte zu machen. Gerätespezifisch muss ein Korrekturfaktor berechnet werden und das Gerät muss regelmäßig kalibriert werden. Die Fehlerquellen für die Bestimmung des ISQ liegen in der Handhabung des entsprechend notwendigen Messwandlers (SmartPeg), da es für die unterschiedlichen Implantattypen unterschiedliche Wandler gibt. Die Konfiguration der Teile und der manuell festzulegende Kontakt Messwandler-Implantat beeinflusst die Werte. Aus hygienischen Gründen sind die Messsonden notwendig sterilisierbar, was die Abnutzung und Haltbarkeit enorm beeinflusst. Nicht zuletzt ist die Problematik Kosten-Nutzen-Rechnung durch relativ hohe Zusatzkosten nicht optimal verteilt.

4. Zusammenfassung

Unter der hypothetischen Annahme einer Korrelation zwischen der Knochendichte und der Implantatstabilität haben wir aus unserem Patientengut 57 Patienten ausgewählt, bei denen insgesamt 155 Implantate mit 4 verschiedenen Implantatsystemen inseriert wurden. Die präoperative Planung erfolgte in allen Fällen dreidimensional mittels Schablone und Implantatplanungssoftware (coDiagnostix). Die 3D-Aufnahmen wurden mit dem C9300 der Firma Care-Stream durchgeführt.

Die Statistik zeigte eine deutliche Tendenz der Korrelation zwischen gemessenen Dichtewerten und ermittelten Implantatstabilitätswerten.

Die grundsätzlichen technischen Differenzen zwischen CT (Computertomographie) und DVT (Dentale Volumentomographie) könnten industrieseitig angepasst werden, so dass für die Praxis eine dokumentationsfähige und aufklärungsfähige Erweiterung der Planung und Durchführung standardisierbar wäre. Für den Patienten wäre eine bessere Aufklärung, Vorhersagbarkeit und Risikominimierung möglich.

5. Diskussion

Am 26.02.2013 ist das Patientenrechte-Gesetz in Kraft getreten. Es normiert in seinem hauptsächlichen Anliegen erstmals das (Zahn-)Arzt-Haftungsrecht.

Das Gesetz bedeutet für die Praxis eine Bestandsaufnahme der Patientenaufklärung, Patientenberatung, Dokumentation und des Risikomanagements. Im Bereich der Implantologie bedeutet es, eine möglichst hohe Vorhersagbarkeit und Erfolgsbewertung vorzunehmen. Besondere Voraussetzungen sind Knochenqualität und Knochenquantität.

Seit einigen Jahren ist es mit verschiedenen Implantatsystemen möglich, 3D-Planungen mittels CT oder DVT und spezieller Software auf Bohrschablonen zu übertragen. Dies soll eine optimale Ausnutzung des Knochenangebotes gewährleisten sowie die Verletzung sensibler Nachbarstrukturen vermeiden (18,19).

Den Vorteilen der dreidimensionalen Diagnostik ist immer die erhöhte Patientenbelastung gegenüber zu stellen und bei der Indikationsstellung abzuwägen (rechtfertigende Indikation zum DVT) (DGZMK).

Auch die Kosten für DVT und Bohrschablonen können bei der Entscheidung für oder gegen eine 3D-Planung eine Rolle spielen (25).

In unserer Untersuchung haben wir versucht herauszufinden, ob intraoperative Stabilitätsmessungen (ISQ) und die bei der digitalen Planung ermittelten Knochendichtewerte in Korrelation stehen könnten.

Aus unserem Patientengut haben wir retrospektiv die Daten von insgesamt 57 Patienten aufgearbeitet, bei denen Implantate nach vorheriger 3D-DVT-Planung gesetzt, die Knochendichte bestimmt und intraoperativ die Implantatstabilität gemessen wurde. Die Ergebnisse zeigen, dass zwischen beiden Eckdaten eine Korrelation besteht und es unter Bearbeitung der Problemsituationen (siehe Punkt 3.3) durchaus Sinn macht, sowohl Dichtewerte zu bestimmen als auch mit dem OsstelTM-Gerät den Implantatstabilitätsquotienten zu bestimmen und zu dokumentieren.

Im präoperativen Aufklärungsgespräch kann dem Patienten eine genauere Vorhersagbarkeit am Bild erläutert werden.

Für den überweisenden Prothetiker, der die Suprastruktur erstellen muss, sind die Angaben des ISQ wichtig und relevant.

6. Literatur

- (1) Berglundh, T., Persson, L., Klinge, B. (2002): A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J. Clin Periodontol 29 (suppl 3): 197-212
- (2) Bier J, Lüth T(2005): Navigation in der Implantologie. Z Zahnärztl Implantol 4: 232-237
- (3) Bornstein MM, Hart CN, Halbritter SA, Morton D, Buser D (2009): Early loading of nonsubmerged titanium implants with a chemically modified sand-blasted and acidetched surface: 6-month results of a prospective case series study in the posterior mandible focusing on peri-implant crestal bone changes and implant stability quotient (ISQ) values: Clin Implant Dent Relat Res 11: 338-347
- (4) Branemark PI (1972): Rehabilitation with intraosseous anchorage of dental prosthesis. Tandläkartidningen 20: 622-663
- (5) DGZMK (2009): Digitale Volumentomographie (DVT), S1 Empfehlung: Dtsch Zahnärztl Z 64: 490-496
- (6) Fortin T, Bosson JL, Condert JL, Isidori M (2003): Reliability of preoperative planning of an imaged guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vitro study: Int J Oral Maxillofac Implants 18: 886-893
- (7) Glüer, CC, Barkmann R (2001): Osteodensitometrie versus Osteosonometrie für Diagnostik und Verlaufskontrolle der Osteoporose. Osteologie Band 10 Suppl.1
- (8) Harms V (2012): Medizinische Statistik, 8.Aufl., Harms-Verlag, 190-195
- (9) Huda W, Chamberlain CC, Rosenbaum AE, Garrisi W (2001): Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations. Med Phys 28: 3: 393-399
- (10) Huwiler MA, Pjetursson BE, Bosshardt DD, Salvi GE, Lang NP (2007): Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. Clinical Oral Implant Research 18: 275-280

- (11) Ludlow JB, Ivanovic M, (2008): Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 106: 106-114
- (12) Lühmann D, Kohlmann T, Lange S, Raspe, H (2001): Die Rolle der Osteodensitometrie im Rahmen der Primär-, Sekundär- und Tertiärprevention der Osteoporose. Nomos-Verlagsgesellschaft, Baden-Baden
- (13) Meredith N, Alleyne, D, Cawley PU (1996): Quantitative determination of a stability of the implant tissue interface using resonance frequency analysis: Research 7: 261-267
- (14) Nickenig HJ, Eitner S (2007): Reliability of implant placement position using cone beam CT data and surgical (guide) templates. J Craniomaxillofac Surg 35: 207-211
- (15) Nickenig,HJ, Spiekermann H, (2006): CT/DVT-basierte implantatprothetische Führungsschablonen vs. Traditionelle Orientierungsschablone. Z Zahnärztl Implantol 4: 272-280
- (16) Pagliani L, Sennerby L, Petterson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson,P (2013): The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants :an in vitro study: J Oral Rehabil 40: 221-227
- (17) Rother JU (2001) Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Urban&Fischer: 300
- (18) Schulz D (2012): Schablonengestützte navigierte Implantation - Freiheit oder Übertherapie. Implantologie Journal 2: 14-18
- (19) Schulz D, Rother JU (2010) Die Osteodensitometrie mittels DVT. Implantologie Journal 5: 34-40
- (20) Sennerby L (2013) 20 Jahre Erfahrung mit der Resonanzfrequenzanalyse Implantologie 21(1): 21-33
- (21) Sennerby L, Meredith N (2008) Implantat stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. Periodontol 2000 47: 51-66
- (22) Sennerby L, Roos J (1998) Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants. A review of the literature. Int J Prosthodont 11: 408-420

- (23) Sim CPC, Lang NP (2010) Factors influencing resonance frequency analysis (RFA) assessed by Osstell TM mentor during implant tissue integration. Clinical Oral Implants Research 21: 598-604
- (24) Song YD, Jim SH, Kwon JJ (2009) Korrelation zwischen mittels cone beam CT ermittelter Knochenqualität und der primären Stabilität von Zahn-implantaten. Int J Oral Maxillofac Implants 24 (1): 59-64
- (25) Spiegelberg, FE, Buhl C (2011) Vierdimensional rückwärts geplant. Temporäre Implantatbrücke mit digital erstellter Weichgewebsmaske. Journal of dental education 612-620
- (26) Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Colagiovanni M, Scona G (2009) Implantat micromotions is related to peak insertion torque and bone density. Clin Oral Implants Res 20: 467-471
- (27) Xu, J, Reh D, Carey J, Makesh M, Siewerdsen JH (2012) Technical assessment of a cone beam CT scanner for otolaryngology imaging: quality, dose and technique protocols. Med Phys Accepted for publication July 2012
- (28) Zechner W (2003) Osseous healing characteristics of three different implant types. Clin Oral Implants Res 14(2): 150-157