

Aus der Poliklinik für Röntgendiagnostik
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des Universitätsklinikums
Hamburg-Eppendorf
Fachbereich: Medizinische Fakultät
Direktor: Prof. Dr. U. J. Rother

„Die Osteodensitometrie im Kieferbereich mit Hilfe der digitalen Volumetomographie“

DISSERTATION
zur Erlangung eines Doktors der Zahnmedizin
dem Fachbereich der Universität Hamburg vorgelegt von

Daniel Schulz

aus Hamburg

Hamburg, 2009

Angenommen von der Medizinischen Fakultät

der Universität Hamburg am: 17.12.2009

Veröffentlicht mit der Genehmigung der Medizinischen

Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. U. Rother

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: Prof. Dr. M. Amling

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: PD Dr. Dr. P. Pohlenz

Inhaltsverzeichnis

1. Fragestellung
2. Einleitung
 - 2.1 Einteilung von Untersuchungsverfahren der bildgebenden Diagnostik in der Zahnheilkunde
 - 2.2 Die digitale Volumentomographie
 - 2.3 Möglichkeiten und Stellenwert von Verfahren der Osteodensitometrie
3. Material und Methode
 - 3.1 Die digitale Volumentomographie mit dem QR-DVT 9000 Newtom
 - 3.2 Phantome zur Knochendichtebestimmung
 - 3.3 Konzept zur Eingliederung des Verfahrens der Osteodensitometrie in das Untersuchungsspektrum der digitalen Volumentomographie
4. Ergebnisse
 - 4.1 Messwerte
 - 4.2 Eichkurven
 - 4.3 Vergleich pQCT vs. pQDVT
5. Zusammenfassung
6. Diskussion
7. Literatur

1. Fragestellung

Um Aussagen über die Knochendichte im Gesichtsschädel zu treffen, war man bisher auf eine klassische Computertomographie oder eine modifizierte quantitative Computertomographie angewiesen. Wichtige Einsatzgebiete der Knochendichtebestimmung in der Zahnheilkunde sind dabei:

- Die Differenzierung pathologischer Prozesse mit Knochenbeteiligung
- Tumore im Kieferknochen (benigne, maligne)
- Der Bereich der Implantologie, insbesondere die Beurteilung einer ausreichenden Knochenstruktur zum Erhalt von Primärstabilität
- entzündlich destruktive Prozesse (Osteomyelitis, Differenzierung von Komplikationen nach therapeutischen Eingriffen)

Nachteile der vorhandenen Untersuchungsmethoden sind unter anderem die Untersuchungsdauer, die Strahlenexposition, Artefakte durch Metall oder eine fehlende 3D-Rekonstruktion (bei der modifizierten quantitativen Computertomographie). Seit 1998 existiert die digitale Volumentomographie, die ein modernes Verfahren der Bildgebung darstellt und deutliche Verbesserungen der oben genannten Punkte mit sich bringt. Ziel dieser Untersuchung ist es, ein Verfahren zu entwickeln, mit dem man die digitale Volumentomographie für die Osteodensitometrie im Gesichtsschädel nutzen kann, und welche Parameter mit diesem Verfahren ermittelt werden können. Es wird darauf eingegangen, auf welche Art und Weise und mit welcher Häufigkeit das Gerät kalibriert werden muss. Wichtig ist zudem welche Anforderungen die ROI (Region of interest), bzw. das VOI (Volume of interest) bezüglich der Lokalisation und der beinhalteten Strukturen erfüllen muss. Bei der Frage nach morphometrischen Parametern ist zu untersuchen, welche Auflösung nötig ist, um eine Segmentierung der Datensätze durchführen zu können, und was bei der Auswertung zu beachten ist.

2. Einleitung

2.1 Einteilung von Untersuchungsverfahren der bildgebenden Diagnostik in der Zahnheilkunde

Ist nach Untersuchung des Patienten eine bildgebende Diagnostik indiziert, die auch der rechtfertigenden Indikation nach §23 RöV gerecht wird, so gelten folgende Anforderungen an das Röntgenbild:

1. Welche Voraussetzungen, Zusammenhänge, Ursachen bestehen, dass es zu den vom Patienten beklagten Beschwerden kommen konnte?
2. Welche konkreten Veränderungen sind festzustellen?

Zunächst wird also eine Übersichtsaufnahme angefertigt, um den gesamten Bereich zu erfassen und keine Befunde zu übersehen. Zur weiteren Abklärung werden dann befundbezogene Aufnahmen hergestellt, so dass man Röntgenaufnahmen prinzipiell in zwei verschiedene Aufnahmearten gliedert (Rother 2006):

Tabelle 1 Aufnahmearten für Röntgenuntersuchungen

Basisuntersuchung mit Übersichtsdarstellung einer Funktions- oder Organeinheit	befundbezogene Untersuchung zur gezielten Abklärung eines durch die klinische oder röntgenologische Basisuntersuchung erkannten Befundes
intraorale Aufnahmen Röntgenstatus	intraorale Aufnahmen Paralleltechnik (Halbwinkeltechnik) Bissflügelaufnahme endodontische Aufnahmen Okklusalaufnahme
extraorale Aufnahmen Panoramaschichtaufnahme(PSA)	extraorale Aufnahmen digitale Volumetomographie (DVT) transversale Schichtaufnahme (TSA) Schädelaufnahmen

2.2 Die digitale Volumentomographie

Die digitale Volumentomographie arbeitet nach dem cone-beam-Prinzip und wurde speziell für die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde entwickelt. Um die Unterschiede deutlich zu machen, wird erst das Prinzip der Computertomographie erläutert.

Das Prinzip der Computertomographie:

Die Computertomographie arbeitet nach dem Fächerstrahlprinzip. Bei dem Fächerstrahlprinzip wird der gesamte Schichtumfang während der Rotationsbewegung von Röhre und Detektorensystem erfasst. Durch Kollimatoren wird vorher die Höhe des Strahlenbündels festgelegt, so dass auf den Detektoren eine Ebene mit festgelegter Höhe erzeugt wird (Abb. 1). Durch Erzeugung eines engen Strahlenbündels wird ein hohes Auflösungsvermögen mit geringen Überlagerungen erreicht. Da die Datenakquisition und die Bildrekonstruktion getrennt voneinander erfolgen, unterscheidet man zwischen Kollimation und Schichtdicke. Die Kollimation ist die Einblendung von Röntgenröhre und Detektor während der Aufnahme. Die Schichtdicke dagegen bezeichnet die Dicke der resultierenden Bilder, die nicht kleiner als die Kollimation werden kann (T.J. Vogl 2005). Soll ein Volumen dargestellt werden, benutzt man das Spiral-CT, bei dem durch gleichzeitigen Tischvorschub eine dreidimensionale Information erhalten wird (Abb. 1). Dafür sind dann aber mehrere Umläufe der Röhre notwendig.

Das Prinzip der Volumentomographie:

Im Gegensatz dazu steht die digitale Volumentomographie. Hier wird mit Drehungen von 194° bis 360° gearbeitet (Tabelle 2). Dabei wird ein konisches Strahlenbündel erzeugt (cone-beam, Abb. 2). Die cone-beam Technik kommt aus der Strahlentherapie, wo ein eng begrenztes Strahlenfeld benötigt wird. Während einer Aufnahmeperiode werden Durchleuchtungsaufnahmen (Fluoroskopie) akquiriert. Aus diesen Durchleuchtungen setzt sich der Rohdatensatz zusammen, woraus dann die primäre und im Anschluss daran die Sekundärrekonstruktionen berechnet werden, z. B. sagittale und koronale Schichten oder auch 3D-Rekonstruktionen. Auch eine PSA-ähnliche Darstellung ist möglich. Im Unterschied zur PSA wird aber keine Schichtaufnahme angefertigt, die dem Unterkieferverlauf folgt, sondern es wird die Schichtebene definiert anhand derer die Rekonstruktion gefertigt wird. Es fehlt hier der Verwischungseffekt der PSA und auch der Vergrößerungsfaktor ist nicht vorhanden. Vorteile der digitalen Volumentomographie sind

niedrigere Kosten, eine geringe Artefaktanfälligkeit und eine Dosisreduktion auf die Hälfte(Schulze, Heiland et al. 2004) im Vergleich zum CT, sowie eine dem CT vergleichbare Ortsauflösung. Andere Studien vergleichen die Strahlenexposition mit der Panoramaschichtaufnahme und kommen zu einer 2-4fachen Effektivdosis der PSA(Ludlow, Davies-Ludlow et al. 2003). Aktuelle Studien, die sich an der 2007 aktualisierten Form der Bestimmung der Effektivdosis orientieren und u.a. die Speicheldrüsen mit einbeziehen, kommen generell zu höheren Effektivdosen. Bei den meisten digitalen Volumentomographen, auch bei dem aktuellen Newtom 3G, kommt es aber zu einer deutlich höheren Dosisreduktion im Vergleich zu einer Computertomographie. Wir sprechen hier von einer Reduktion um das 5-10fache(Ludlow and Ivanovic 2008). Nachteil der DVT ist die fehlende Differenzierbarkeit von Weichteilen.

Abb. 1 Prinzip der Computertomographie

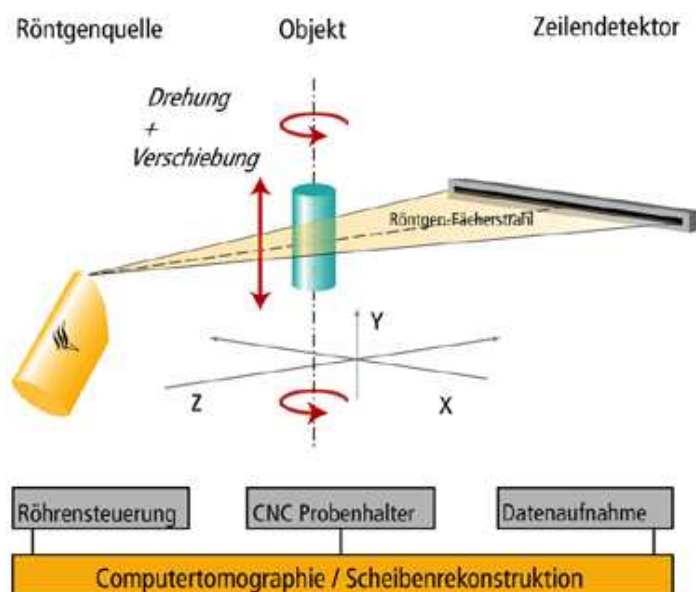


Abb.2 Prinzip der Cone-beam- Technik

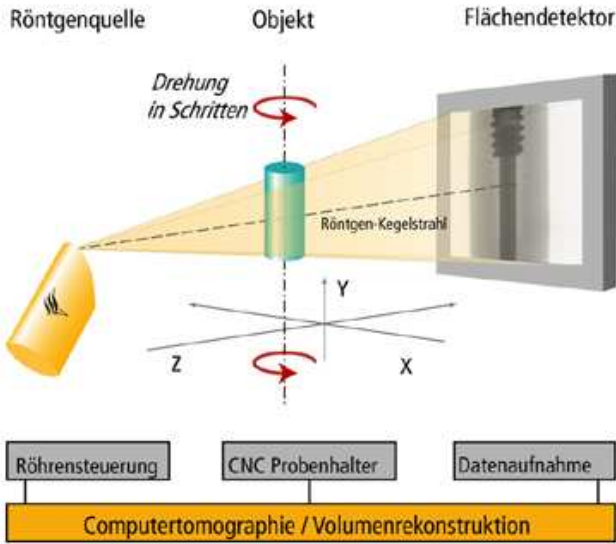


Tabelle 2 Technische Daten verschiedener Volumentomographen

Gerät	Hersteller	Umlauf °	Projektionen pro Umlauf	Aufnahme volumen mm	Sensorart und Größe
3G	Newtom	360	360	100x100 150x150 200x200	Bildverstärker 6“;9“;12“ Zoll
VG	Newtom	360	360	140x110	Flachdetektor 200x250mm
Accuitomo 3D	Morita	360	360	80x80	Flachdetektor Vorgänger mit Bildverstärker
3D Exam icat	Kavo	360	160;300;600	80x80 160x130 230x170	Flachdetektor 200x250mm
Galileos	Sirona	200	200	150x150	Bildverstärker 150x150mm
Promax 3D	Planmeca	194	300	40x50 80x50 80x80	Flachdetektor 120x120mm
Picasso trio	Orangedental	320	450	120x70	Flachdetektor 120x70mm
OP200VT	Instrumentarium	256	256	60x60	Flachdetektor

2.3 Möglichkeiten und Stellenwert von Verfahren der Osteodensitometrie

Die Osteodensitometrie dient der Bestimmung der Knochendichte und somit der Knochenquantität. Konventionelle Röntgenbilder sind dafür ungeeignet, da sie Mineralsalzverluste erst ab ca. 30% der Norm darstellen. Das Knochengewebe bezieht seine Festigkeit aus der speziellen Anordnung von Hydroxylapatitkristallen und Kollagenfibrillen. Je nach Alter, physiologischer Entwicklung, Lokalisation und Funktion unterscheidet man drei Typen Knochengewebe:

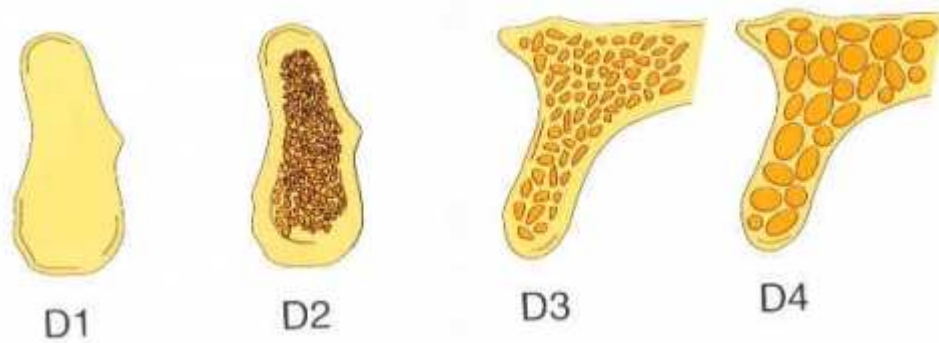
1. Geflechtknochen
2. Lamellenknochen
3. Bündel- und Faserknochen

1. Geflechtknochen ist Knochen, der vorwiegend in der Entwicklung, wie auch bei Heilungsvorgängen durch Knochenstammzellen entsteht. Er hat einen relativ geringen Mineralgehalt und eine geringe mechanische Festigkeit. Dieses unreife Gewebe spielt eine wichtige Rolle bei der initialen Einheilung endossaler Implantate, wird aber wie bei der Knochenheilung rasch (innerhalb von 12 Monaten) durch reifen Lamellenknochen ersetzt.
2. Lamellenknochengewebe ist das hauptsächliche Baumaterial der Kompakta und Spongiosa des Erwachsenen skelettes. Im ausgereiften Zustand hat Lamellenknochen einen deutlich höheren Mineralisationsgrad als Geflechtknochen.
3. Bündel- und Faserknochengewebe stellt eine spezielle Form des Geflechtknochengewebes dar, das vorwiegend an Ansatzzonen von Sehnen, Bändern und Gelenkkapseln gefunden wird. Es spielt im Aufhängeapparat des natürlichen Zahnes an der Alveolarinnenkortikalis, sowie am Zahnzement als beidseitige Ansatzzone des parodontalen Ligaments eine wichtige Rolle

Lekholm und Zarb gliederten die Knochenqualitäten 1985 in 4 Klassen (D1-D4) (Glüer; Zechner, Tangl et al. 2003):

- 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

Abb.3 Einteilung der Knochenqualitäten nach Lekholm und Zarb



Mitentscheidend für die Festigkeit des Knochens ist außerdem noch der trabekuläre Aufbau des Kollagengerüsts, der nicht mit „dichter“ oder „lockerer“ Spongiosa ausreichend berücksichtigt ist.

Indikationen zur Osteodensitometrie

Für die Knochendichtemessung gibt es folgende Indikationen:

Allgemein:

- Verdacht auf Osteoporose oder bei spontan auftretenden Frakturen
- familiäre Belastung durch Krankheiten mit verminderter Bildung von Sexualhormonen oder Krankheiten, die Osteoporose erzeugen können
- Patienten mit auffälligen Befunden im Röntgenbild, z.B. deutliche Minderung des Mineralsalzgehaltes, unbemerkte Frakturen oder Knochendeformationen
- bei längerer Behandlung mit knochendichtemindernden Medikamenten (z.B. Glucocorticoide)
- nach Organtransplantationen (nach Herztransplantation beträgt das Risiko einer Osteoporose mit rasch auftretenden Knochenbrüchen 30 %)
- bei bestimmten Knochenkrankheiten (z.B. Störungen des Knochenstoffwechsels)

Speziell:

- vor Insertion von Implantaten, um eine Risikoabschätzung durchzuführen, um den Ort der Implantation festzulegen, oder auch die Zahl der nötigen Implantate festzulegen
- bei Osteomyelitis
- vorherige Fragestellungen
- in der Onkologie

Durch die Messung der Knochendichte kann das Risiko zukünftiger Knochenbrüche vorhergesehen werden, wobei die Osteodensitometrie überwiegend zur Behandlungskontrolle, zur Prophylaxe und zur Entscheidung einer Medikation dient. Bei der Implantation gehört sie zur Vorbehandlung.

Die Osteoporose ist eine systemische skeletale Erkrankung, charakterisiert durch eine Verringerung der Knochenmasse und mikroarchitektonische Verschlechterung der Knochengewebe mit erhöhtem Frakturrisiko. Osteoporose ist eine der häufigsten Erkrankungen der modernen Gesellschaft, die meistens ältere Frauen betrifft. In den USA sind mehr als 25 Millionen Menschen an Osteoporose erkrankt, die mehr als 1,3 Millionen Knochenbrüche pro Jahr erleiden(Bozic and Ihan Hren 2006).

Verfahren der Osteodensitometrie

Zur Bestimmung der Knochendichte gibt es folgende Verfahren(Lühmann 2001):

1. Histologie
2. Micro-Computertomographie (μ -CT)
3. Radiologische Methoden
 - 3.1 Ein-Energie-Photonen-Absorptiometrie (SPA)
 - 3.2 Ein-Energie-Röntgen-Absorptiometrie (SXA)
 - 3.3 Zwei-Energie-Photonen-Absorptiometrie (DPA)
 - 3.4 Zwei-Energie-Röntgen-Absorptiometrie, quantitative digitale Radiographie (QDR, DXA, DEXA)
 - 3.5 quantitative Computertomographie (QCT)
 - 3.6 periphere quantitative Computertomographie (pQCT)
4. Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)
5. Osteosonometrie (quantitative Ultraschallmessung (QUS))

1. Histologie

Bei der Histologie wird das zu untersuchende Stück Knochen entkalkt und fixiert. Dann kann per Mikroskop die Dichte und Struktur des Knochens bestimmt werden. Hierbei bedient man sich der quantitativen Morphometrie, bei der Volumen- und Oberflächendichte der Knochenbälkchen ermittelt werden(Adler). Diese Histomorphometrie basiert auf 2-dimensionalen Meßverfahren und kann die 3-dimensionale Struktur nicht adäquat wiedergeben(Engelke, Karolczak et al. 1999). Vorteil ist die hohe Genauigkeit der Messwerte, Nachteil ist, dass der Knochen nur in vitro untersucht werden kann, und eine dreidimensionale Untersuchung über eine Abfolge von Schnitten nur eine eingeschränkte Genauigkeit hat.

2. μ -CT

Bei der μ -CT wird ähnlich zur Histologie eine quantitative, histomorphometrische Messung durchgeführt, die allerdings die dreidimensionale Struktur der Knochentrabekel berücksichtigt. Dabei lassen sich auch Aussagen über Modelling- und Remodellingprozesse machen, sowie Finite-Elemente-Modelle erstellen (Engelke, Karolczak et al. 1999).

3. Radiologische Methoden

3.1 Ein-Energie-Photonen-Absorptiometrie (SPA)

Zunächst wurden als Strahlungsquelle radioaktive Isotope verwendet, die Photonenstrahlung niedriger Quantenenergien aussenden (z.B. Iod-125). Typische Messorte sind der proximale und distale Unterarm sowie der Calcaneus. Um Konturunregelmäßigkeiten und Messungenauigkeiten zu verringern, wird die zu untersuchende Körperpartie in ein Wasserbad oder weichteiläquivalentes Gewebe eingebettet, so dass für jeden Patienten gleichdicke Weichteilschichten resultieren. Die Messergebnisse der SPA werden entweder als Mineralgehalt pro Länge angegeben (g/cm , bone mineral content [BMC]) oder als Kalksalzgehalt pro Fläche (g/cm^2 , bone mineral density [BMD]). Der Längenwert hat den Nachteil, dass deutliche Messunterschiede zwischen dünnen und dicken Knochen bei tatsächlich gleichem Knochenmineralgehalt resultieren. Für den Flächenwert muss die Knochendicke unter Annahme eines kreisförmigen Knochenquerschnitts berechnet werden, was jedoch zu einem zusätzlichen Fehler führt. Beide Größen (Längen- und Flächenwert) sind nicht auf ein Volumen bezogen, was für eine Dichtebestimmung eigentlich gefordert werden müsste. Probleme gibt es außerdem bei der Wiederauffindung des Messortes für Verlaufsmessungen, sowie dem sogenannten Fettfehler. Beim Fettfehler handelt es sich um die Zunahme von Fettgewebe im Knochen mit zunehmendem Alter. Dadurch kommt es zu fälschlicherweise erniedrigten Werten.

3.2 Ein-Energie-Röntgen-Absorptiometrie (SXA)

Eine Weiterentwicklung der Absorptionsmessungen mit radioaktiven Isotopen stellt die Verwendung einer Röntgenröhre als Strahlenquelle dar. Durch Röntgenröhren kann ein wesentlich höherer Photonenfluss erzeugt werden, was zu einer besseren Bildauflösung, kürzeren Messzeiten und einer verbesserten Präzision führt.

3.3 Zwei-Energie-Photonen-Absorptiometrie (DPA)

Durch die Verwendung einer Strahlenquelle mit zwei Energiepeaks (z.B. Gadolinium-125) kann der Überlagerungseffekt des Weichteilgewebes rechnerisch eliminiert werden. Probleme der DPA-Messung an der Wirbelsäule ergeben sich durch Unregelmäßigkeiten der Knochenbegrenzung, Inhomogenitäten des zu untersuchenden Knochens, sowie durch Verkalkungen im Bereich der Weichteile (z.B. Aortenalk). Weiterhin spielt auch hier der Fettfehler eine Rolle, da besonders das Knochenmark älterer Menschen einen zunehmend höheren Fettanteil aufweist. Darüber hinaus führt die Alterung der Strahlenquelle (nach ca. 6-12 Monaten) bei der DPA zu einer erheblichen Zunahme der Untersuchungsdauer und zu einem systematischen Fehler (bei der SPA weniger), so dass sie regelmäßig ausgewechselt werden muss. Die Messwerte der DPA werden im Allgemeinen als Flächenwert (g/cm^2 , BMD) angegeben. Es wurden auch Versuche mit zwei oder drei verschiedenen Strahlenquellen unterschiedlichen Energiespektrums unternommen, aber ohne befriedigende Ergebnisse.

3.4 Quantitative digitale Radiographie (QDR, DXA, DEXA)

Die DXA ist die Absorptiometrie unter Verwendung von Photonen zweier unterschiedlicher diskreter Energien (38 und 70 keV). Sie dient der Bestimmung des Knochenmineralsalzgehaltes (BMC = bone mineral content) der „durchgescannten“ Körperregion und zur planimetrischen Ermittlung der Knochendichte (BMD = bone mineral density). Die DXA ist die etablierteste Methode. Vorteilhaft ist die hohe Präzision, das hohe Maß an Validität, kurze Untersuchungszeiten und eine niedrige Strahlenexposition. Die DXA wird üblicherweise im posteroanterioren Strahlengang

durchgeführt. Osteophyten, Aortenverkalkungen und Verschmälerungen der Zwischenwirbelräume können jedoch zu verfälschten Messergebnissen insbesondere bei älteren Menschen führen. Deshalb wurde als Ergänzung eine Technik entwickelt, mit der auch seitliche Messungen an der Wirbelsäule vorgenommen werden können. Diese sollen außerdem den Vorteil haben, dass ein größerer Anteil trabekulären Knochens gemessen werden kann. Weitere Messorte sind proximale Oberschenkelregion und der Radius (pDXA).

3.5 Quantitative Computertomographie (QCT)

Schon bald nach Einführung der Computertomographie in die klinische Praxis bemühte man sich, mit ihrer Hilfe quantitativ den Mineralsalzgehalt des Knochens zu bestimmen, was zur Bezeichnung Quantitative Computertomographie (QCT) führte. Letztlich beruht die QCT auf dem gleichen Prinzip wie die anderen Verfahren, bietet jedoch den Vorteil, volumenbezogene, d.h. tatsächliche Dichtewerte (mg/cm^3) angeben zu können. Die Computertomographie gibt auf den Schwächungswert von Wasser bezogene Messwerte an, die sogenannten Hounsfield-Einheiten (HE). Diese HE werden in einem zweiten Schritt über die parallele Messung von Standards, die aus einem dem Hydroxylapatit ähnlichen Material bestehen, mittels einer Eichgeraden in Volumenwerte der Knochendichte umgerechnet. Hauptsächlicher Messort ist die Wirbelsäule, wobei hier, im Gegensatz zu den anderen Verfahren, eine selektive Messung von kompaktem und trabekulärem Knochen möglich ist. Die QCT wird zumeist mit Röntgenröhren eines Energiespektrums durchgeführt, sogenannte Ein-Energie QCT (engl. single energy QCT => SEQCT). Diese SEQCT hat den Nachteil, dass sich der „Fettfehler“ besonders ungünstig auf die Messresultate auswirken kann. Deshalb wurden Geräte mit zwei Energiespektren entwickelt (dual energy QCT => DEQCT), die den „Fettfehler“ besser kontrollieren können, dafür aber den Nachteil einer geringeren Präzision sowie einer höheren Strahlenbelastung haben. Sie hat sich in der klinischen Praxis nicht durchsetzen können und bleibt auf Forschungsprojekte beschränkt. Ein zusätzliches Problem der QCT besteht in der exakten Repositionierung (der sogenannten „region of interest“ [ROI]), was zu Einbußen bei der Präzision führt. Hier wurden Fortschritte durch die Entwicklung automatisierter Konturwiederfindungsprogramme erzielt.

3.6 Periphere Quantitative Computertomographie

Vom Prinzip entspricht diese Methode der unter 3.5 beschriebenen, der Messort ist allerdings ein anderer, und es wird kein Eichstandard mit gemessen. Bei der Osteoporose-Diagnostik wird diese Methode laut U. Krischker wahrscheinlich als Ideal zur Früherkennung angesehen (Krischker 2003). Neuere Geräte sind nicht mehr auf Wasser, sondern auf Fett geeicht, um den „Fettfehler“ zu eliminieren. Das pQCT zeichnet sich durch eine hohe Reproduzierbarkeit der Werte aus. Die Strahlenexposition des Knochenmarks ist mit 0,1 mSv gering. Durch den peripheren Messort ist die Gonadendosis gleich Null (Schneider 1991). Es wird erst ein Übersichtsscan erzeugt, anhand dessen der Messort festgelegt wird. Bei der Messung unterscheidet man zwischen der SST (single slice Technik) und der MST (multiple slice Technik), je nachdem wie viele Scans durchgeführt werden. Zur Auswertung wird, möglichst automatisch, eine Roi definiert, die dann konzentrisch um 55% verkleinert wird. Dadurch wird sichergestellt, dass keine Kompakta mit gemessen wird. Für die Zahnheilkunde wurde an der Universität Hamburg das XCT 3000 (STRATEC Biomedical Systems AG, Birkenfeld, Deutschland) für die pQCT modifiziert. Da das Gerät normalerweise für Messungen am Oberschenkel eingesetzt wird, musste die Patientenliege geändert, sowie eine Halterung für den Kopf hergestellt werden. Das Lichtvisier, welches ursprünglich 5cm vor der Messöffnung lag wurde in die Gantry hineinverlegt. Die Untersuchungsdauer konnte durch Einbau eines 12-Detektorensystems anstelle des vorher installierten 6-Detektorensystems von 11 auf 6 Minuten reduziert werden. Das Gerät arbeitet mit einer Beschleunigungsspannung von 60kV bei 0,3 mA, die durch eine Regelelektronik konstant gehalten wird. Die maximale Dosisleistung pro CT-Scan beläuft sich auf 0,28mSv (Thomsen 1996). Beim CT-Scan rotiert das Messsystem nach jeder Translation um 7,5°. Der Winkelabstand der Detektoren relativ zur Quelle beträgt 1,25°. Nach 24 Scanpositionen ergibt das 144 Winkelschnitte, die zur Berechnung des CT-Bildes ausgewertet werden. Röhre und Detektoren werden in drei Bewegungsachsen gesteuert. Die Schichtdicke des Scans beträgt 2,5mm. Kalibriert wird das Gerät werksseitig durch ein Comac Phantom. Zur Qualitätskontrolle sollte mit einem Phantom täglich kontrolliert werden. Durch Modifikation des Gerätes konnte die Untersuchungsdauer auf 6 min. reduziert werden (Tietke 1998). Das Comac-Phantom wurde 1990 von Willi A. Kalender in Deutschland und 1993 in Amerika patentiert. Es dient zum kalibrieren von Geräten der DXA- und QCT-Methoden. Es enthält mehrere

Sektionen, die Knochenäquivalente enthalten (Werte von 0-800 mg HA/cm³ sind möglich) und entspricht der Form lumbaler Wirbelkörper (Kalender 1993).

4. Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)

Dieses Verfahren kommt ohne ionisierende Strahlung aus. Der Patient befindet sich in einem stationären Magnetfeld, das die Wasserstoffkerne ausrichtet. Wird nun ein Hochfrequenzimpuls auf die Kerne im Magnetfeld gegeben, so wird das Gleichgewicht gestört, die Wasserstoffkerne nehmen Energie auf. Nach Abschalten des Impulses kehren die Kerne in ihre Ausgangsposition zurück, was als Relaxation bezeichnet wird. Mit Hilfe der quantitativen Magnet-Resonanz-Tomographie kann die Knochendichte, bzw. das Frakturrisiko bei Osteoporose oder Osteopenie gemessen werden. Der gemessene Wert (R²) steigt dabei umgekehrt proportional zu dem Fettgehalt des Knochens. Vergleichswerte mit der DXA bringen viel versprechende Ergebnisse (Wehrli, Hopkins et al. 2000).

5. Osteosonometrie (quantitativer Ultraschall (QUS))

Da der Knochen die Schallwellen sehr stark schwächt, wird beim Ultraschall die Transmissionstechnik verwendet. Im Gegensatz zur Puls-Echo-Methode werden hier zwei Schallköpfe benutzt, einer als Sender, einer als Empfänger. Die Frequenz muss unter 1 MHz (meist 0,2-0,6 MHz) liegen. Das System arbeitet mit den Parametern SOS (speed of sound) und BUA (broadband ultrasound attenuation). Das Ergebnis (stiffness) wird dann nach folgender Formel berechnet: $\text{stiffness} = (0,67 \times \text{BUA}) + (0,28 \times \text{SOS}) - 420$ (Glüer 2001) (Lomoschitz, Grampp et al. 2003). Das globale Frakturrisiko kann dabei genauso gut abgeschätzt werden, wie bei der Osteodensitometrie. Die durch Osteosonometrie bestimmten quantitativen Ultraschallparameter hängen von Knochendichte, -struktur und -qualität ab. Während Verschlechterungen bezüglich der ersten beiden Faktoren die Osteoporose definieren, reflektieren Veränderungen in der Knochenqualität andere Erkrankungen. Dass alle drei Faktoren die quantitativen Ultraschallparameter beeinflussen, ist zugleich Stärke (Potential auch für Diagnostik anderer Erkrankungen), als auch

Schwäche, da, ähnlich wie bei der Osteodensitometrie, keine Differentialdiagnostik von anderen skeletalen Erkrankungen geleistet werden kann. Zudem fehlt ein Konsens über Diagnosekriterien für Quantitative Ultraschallverfahren. Die im Vergleich zur Osteodensitometrie schlechtere Ansprechempfindlichkeit schränkt die Einsatzmöglichkeiten von osteosonometrischen Verfahren weiter ein (Glüer 2001). Außerdem sollte der nicht-bildgeführten quantitativen Sonographie im Vergleich zur bildgeführten quantitativen Sonographie der Vorzug gegeben werden, da dieses Verfahren zu noch schlechteren Ergebnissen führt (Lomoschitz, Grampp et al. 2003). Insgesamt sind immer noch zu wenig klinische Studien existent, um dieses Verfahren als etabliert bezeichnen zu können (Glüer 2001).

Das Kernproblem der Osteodensitometrie besteht darin, dass die Bruchfestigkeit nicht nur von der Masse des verwendeten Knochenmaterials abhängt, sondern v. a. von seiner geschickten Verteilung in feinen Verstrebungen, dem Trabekelnetzwerk. Das Frakturrisiko des Knochens ist primär abhängig von der Architektur des Knochens vergleichbar der Konstruktion von Flugzeugen oder Brücken, die auf minimale Masse und maximale Stabilität gebaut sind.

3. Material und Methode

3.1 Die digitale Volumentomographie mit dem QR-DVT 9000 NewTom

Da die Aufnahmen dieser Arbeit noch mit dem Vorgänger des aktuellen Gerätes (Newtom 3G) gemacht wurden, wird erst das benutzte Gerät beschrieben. In der Tabelle sind die Daten des Nachfolgers erfasst. Wichtige Neuerungen werden zusätzlich im Text erwähnt, und sind in blauer Schrift markiert.

Das NewTom9000 (NewTom Deutschland AG, Marburg) bedient sich der digitalen Volumentomographie, bei der ein kegelförmiges Strahlenbündel zur Akquisition eingesetzt wird. Die Röhren-Detektoren-Einheit rotiert 360° um den Kopf des Patienten. Dabei wird pro Grad ein Durchleuchtungsbild erstellt. Diese 360 Bilder bilden den Rohdatensatz (raw data). Das registrierte Volumen besteht aus einem Zylinder von 15 cm Höhe mit einem Durchmesser von 15 cm. Beim Newtom 3G gibt es unterschiedliche Modelle. Beim Newtom 3G-9 ist ein Volumen von 150x150mm darstellbar. **Beim Newtom 3G-MF9 gibt es die Möglichkeit zwischen 100x100mm und 150x150mm zu wählen, und beim Spitzenmodell Newtom 3G-MF12 gibt es zusätzlich noch die Möglichkeit ein Volumen von 200x200mm darzustellen.**

Tabelle 3 Technische Daten des Nachfolgers des Newtom DVT 9000(NewTom 3G)

technische Daten Dentaler Digitaler Volumen Tomograph 3G-MF12	
Ausstattung	12 Zoll Bildverstärker mit 9 Zoll und 6 Zoll Einblendung
Aufnahmeverfahren	Cone beam computed tomography
Aufnahmebereich	Kugelvolumen mit konusförmigen Strahlenverlauf
Größe des Aufnahmefeldes	200 mm Durchmesser 150 mm Durchmesser 100 mm Durchmesser
Aufnahmemodus	1x 360 Grad um den unbewegten Patienten 360 Einzelaufnahmen – 1 Aufnahme pro Grad der Umdrehung 12 Bit (4096 Graustufen) Aufnahmematrix 1024/1024

Röhrentyp	Hochfrequenzröhre mit automatischer Belichtung	
Röhrenspannung	110 kV	
Röhrenstrom	variabel 0,5 – 15 mA automatisch während der Aufnahme geregelt	
Röntgenexpositionszeit	variabel von 1,8 bis 9 Sekunden	
mAs pro Aufnahme	typisch 10 – 60 mAs max. 135 mAs	
Aufnahmedauer	36,00 s	
Filterung	12,8 mm AL für 9“und 12“ 2,8 mm AL für 6“	
Aufnahmeauflösung rechnerisch	0,20 mm bei 200 mm 0,15 mm bei 150mm 0,10 mm bei 100mm	
Auflösung visuell	ca. 1,4 LP/mm bei 200mm ca. 1,7 LP/mm bei 150mm ca. 1,9 LP/mm bei 100mm	
Geometrische Genauigkeit	< 0,35 mm	
Positionierung	mittels Laser und 2 Prescans	
Workstation (Standard)	Intel Dual XEON Rechner >= 2,8GHz, 250 GB Festplatte, 2GB Arbeitsspeicher WINDOWS XP Professional, ATI Graphikkarte 128 MB, 17“ TFT	
Rekonstruktionsmatrix	512 x 512 Bildpunkte Axial	
Rekonstruktionszeit	Weniger als 1 s pro Axial, typisch ca. 6 min für zwei Kiefer bis zur Studie	
Rekonstruktionsachse	frei im Raum wählbar	
Rekonstruktionsauflösung (Kann für jede Aufnahme beliebig oft angewendet werden)	Aufnahmefeld: 200 mm 150 mm 100 mm	in der Ebene: 0,42 x 0,42 mm bei 200 mm Durchmesser 0,38 x 0,38 mm bei 184 mm Durchmesser 0,29 x 0,29 mm bei 150 mm Durchmesser 0,25 x 0,25 mm bei 128 mm

	Axialdicke bei: 200 mm 150 mm 100 mm	Durchmesser 0,19 x 0,19 mm bei 97 mm Durchmesser 0,16 x 0,16 mm bei 82 mm Durchmesser minimal 0,3 mm mit 200 mm Höhe minimal 0,2 mm mit 150 mm Höhe minimal 0,1 mm mit 100 mm Höhe
Sekundärrekonstruktion	in Echtzeit	
Datensatzgröße	Rohaufnahmedaten Ca. 700 MB, Volumendaten ca. 450 MB	
Größe der Studien	512 KB pro Axial und zusätzlich die Sekundärrekonstruktionen	

Das Detektorensystem ist ein spezieller Bildverstärker (9“), der mit einer Fernsehkamera (CCD) gekoppelt ist. Die Daten werden im 512x512 Format erzeugt. Die Untersuchungszeit liegt zurzeit bei 76s (36s). Die Strahlenausnutzung beim Newtom ist um ein vielfaches besser als beim Fächerstrahl-CT. Für einen kompletten Datensatz für Ober- und Unterkiefer benötigt das NewTom im Schnitt 100mAs. Das System hat eine automatische Strahlenkontrolle, die die Startintensität des Röntgenstrahls der Körpergröße des Patienten anpasst. Zusätzlich wird während des Scans die Strahlung verändert, wenn sich die durchstrahlten Gewebe verändern. Vor der Röntgenröhre sitzt ein spezieller keilförmiger Filter, der die Strahlenintensität am Rand verringert und so den Dynamikbereich des Bildverstärkers reduziert. Der Rohdatensatz wird auf geometrische und dynamische Verzerrungen untersucht und korrigiert. Daraus wird ein Primärdatensatz erstellt, aus dem die Sekundärrekonstruktionen errechnet werden. Dabei wird die Strahlendivergenz mit einberechnet. Außerdem können auch para-axiale („tilted“) Schichten dargestellt werden, wobei die benachbarten Schichten eine Dicke von 1-2mm haben. Artefakte in den Darstellungen stammen von der Inhomogenität der CCD-Pixel und vom „undersampling“, da die Zahl der Schichten niedriger ist, als die für einen vollen Rekonstruktionsdatensatz benötigte. Durch den schmalen Konuswinkel sind Artefakte

aufgrund der Strahlendivergenz in Ebenen außerhalb der Mittelebene nicht relevant. Die Sekundärrekonstruktionen können als multiplanare Rekonstruktionen (MPR), oder Rekonstruktionen, die dem Kieferverlauf folgen als Schnittbilder (perpendicular to the dental arch (PDA)), oder den Bogen selbst darstellende Bilder (Panorama) und 3D-Rekonstruktionen errechnet werden. In allen 2D-Rekonstruktionen ist es möglich die Entfernungen per Mausclick zu bestimmen. Zusätzlich kann in einer 2D-Darstellung eine anatomische Struktur wie z.B. der Mandibularkanal farblich dargestellt werden. Diese Darstellung wird dann in alle anderen Rekonstruktionen übertragen. Untersuchungen von Mozzo et al (Mozzo, Procacci et al. 1998) mit einem Phantom ergaben eine gute geometrische Darstellung und eine im Vergleich zur CT (Siemens Somatom 64) deutliche Verringerung der Strahlenexposition um den Faktor 10(Ludlow and Ivanovic 2008).

Das NewTom 9000 ist 1,92m breit (Tischbreite von 60cm) und 2,36m lang. Da die Nutzung auf den Kopfbereich beschränkt ist, muss der Tisch nicht beweglich gelagert sein, und es wird kein Platz hinter der Gantry benötigt (siehe Abb.). Der Patient wird in Rückenlage untersucht. Da die Untersuchungszeit relativ kurz ist und der Patient während der Messung nicht bewegt wird ist die Fehlerquote durch Kopfbewegung während der Messung geringer als bei herkömmlichen CTs. Auswertungen der Universität Hamburg (n=348) und der Universität Freiburg (n=2100) ergaben das 30% (Hamburg) und 53% (Freiburg) der Untersuchungen zur präoperativen bildgebenden Diagnostik vor Implantation angefertigt wurden.

Abb. 4 Digitaler Volumentomograph Newtom 3G (neue Version)



3.2 *Phantome zur Knochendichtebestimmung*

1. Comac Phantom
2. Siemens Phantom

1. Das Comac Phantom wurde 1990 von W. A. Kalender und D. Felsenberg entwickelt. Es dient der Kalibrierung von DXA und QCT bei Knochendichtemessungen. In seiner Form entspricht es drei lumbalen Wirbelkörpern mit angehängten Processi spinosi, die übereinander geschichtet sind. Grundmaterial ist eine Mischung aus Epoxidharz, Polyethylen, CaCo₃ und Microspheres. Microspheres sind kleine eingekapselte Metall- oder andere Verbindungen im Größenbereich nm bis µm. Diese Mischung entspricht in ihrer Dichte Wasser. Materialien, die dem Wasseräquivalent entsprechen, müssen gleiche Charakteristika auf Röntgenstrahlen in einem Bereich von 30-150 keV aufweisen. An entsprechenden Stellen (Kortikalis, Spongiosa) wird dieses Material mit Hydroxylapatit unterschiedlicher Konzentrationen vermischt. Dadurch entstehen Knochendichteäquivalente von 0- 800 mg HA/cm³. Da dieses Phantom auch für zweidimensionale Messungen ausgelegt ist, hat es in den verschiedenen Wirbeln auch feste Flächenwerte (BMD) von 0,5 , 1,0 und 1,5 g/cm² im anterior-posteriorem Strahlengang.
2. Das Siemens Phantom ist ein Zylinder von ca. 25 cm Durchmesser und einer Höhe von ca. 7,5 cm. Der Hohlkörper wird komplett mit Wasser gefüllt. Konzentrisch sind vier „Pellets“ bestimmter Knochendichte eingelegt. Diese „Pellets“ sind austauschbar. Bei dem von uns verwendeten Phantom waren Pellets mit den Dichten 100mg HA/cm³, 200mgHA/cm³ und 400mgHA/cm³ sowie ein Teflonpellet mit 1000mgHA/cm³ eingesetzt.

3.3 Konzept zur Eingliederung des Verfahrens der Osteodensitometrie in das Untersuchungsspektrum der digitalen Volumentomographie

Um ein Verfahren zur Osteodensitometrie am Newtom DVT zu validieren, müssen folgende Kriterien erfüllt sein:

- hinreichende Genauigkeit der Messungen (Vergleich mit CT, MicroCT, Histologie)
- Reproduzierbarkeit der Messungen

Außerdem muss geklärt werden, in welchem Messbereich die Werte aufgrund der Weichteilschwäche des Gerätes nutzbar sind, sowie die Notwendigkeit der Kalibrierung (während der Messung oder täglich). Das Siemens Phantom wurde dafür im Newtom und im Somatom 4 untersucht.

Durchgeführte Messungen:

1. Messung mit Siemens Phantom am Newtom DVT9000
2. Messung mit Siemens Phantom am Siemens Somatom 4
3. Messung von Schweinekopfhälften am Newtom DVT9000
4. Messung von Schweinekopfhälften am Siemens Somatom 4
5. Messung von Knochenstanzen aus den Schweinekopfhälften per MicroCT

1. Messung mit Siemens Phantom am Newtom DVT9000 :

Das Phantom wurde aufrecht in der Gantry positioniert. Mit einem Übersichtsscan wurde die Positionierung überprüft und die Parameter der Aufnahme (automatische Dosisregulierung) festgelegt. Dann konnte die Aufnahme erfolgen und der Primärdatensatz errechnet werden.

Aus diesem Primärdatensatz wurden 5 Schichten ausgewählt und daraus jeweils aus den Bereichen der Pellets die Dichte gemessen

2. Messung mit Siemens Phantom Siemens Somatom 4:

Am Somatom 4 (Abb.5) wurde das Phantom ebenfalls aufrecht positioniert und die Lage bzw. der zu erfassende Bereich überprüft. Dann wurden Aufnahmen mit einer Schichtdicke von 1mm und 3mm gefahren. Das Somatom ist ein 4 Zeilen Spiral-CT, die Aufnahmeparameter sind in Tabelle 4 zusammengefasst.



Abb.5 Siemens Somatom 4

Tabelle 4 Aufnahmeparameter Siemens Somatom 4

	Standardprotokoll Orbita, Sinus	Standardprotokoll Orbita, Sinus
Schichtdicke	1mm	3mm
Kollimation	0,5mm	1mm
Scanlänge	74mm	74mm
Field of view	190mm	190mm
Spannung	120kV	120kV
Strom-Zeit	60mAs	60mAs

3. Messung von Schweinekopfhälften am Newtom DVT9000

Zur Untersuchung wurden 4 Schweinekopfhälften verwendet. Diese wurden eingefroren und vor der Untersuchung komplett wieder aufgetaut (Abb.6). Mit einem speziellen Hohlkörperbohrer der Firma Aesculap und der passenden Akkubohrmaschine (Abb.7) wurden insgesamt 6 Knochenstanzen aus den Unterkiefern der Schweine genommen. Während der Stanzung wurde das Gewebe mit Wasser gekühlt. Die Proben waren so lokalisiert, dass jeweils Kortikalis und Spongiosa vorhanden waren. Bei einigen Proben waren auch Zahnkörper mit angeschnitten. Nach der Entnahme wurden die Knochenstanzen exakt reponiert. Dann wurden die Köpfe in der Gantry des Newtom

positioniert und auf der Oberseite mit einem wassergefüllten Handschuh belegt, um der automatischen Dosisregulierung gerecht zu werden. Der Handschuh dient als Weichteilersatz, da Schweinekopfhälften verwendet wurden und sonst das Strahlenbündel auch bei niedrigster Dosis zu wenig geschwächt wird und somit keine Aufnahme angefertigt werden könnte. Die Positionierung wurde per Übersichtsscan (Abb.8) überprüft und die Aufnahme angefertigt. Aus dem vom Computer errechneten Rohdatensatz wurden dann die benötigten Schichten errechnet.

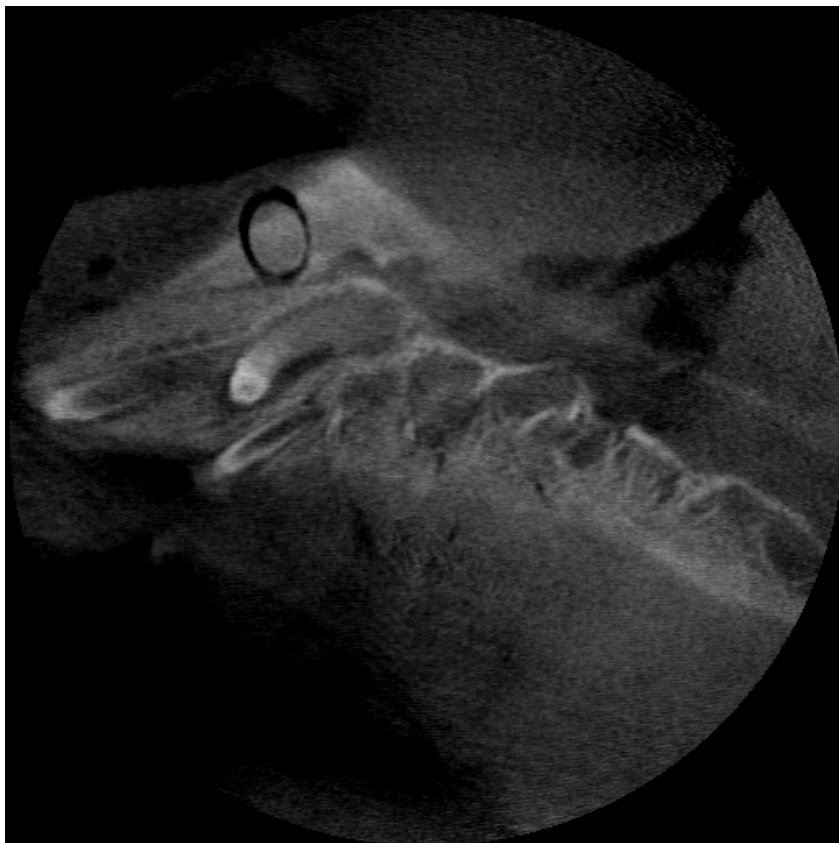
Abb. 6 Schweinekopfhälfte vor der Untersuchung



Abb. 7 Trepan-Akku-Bohrer



Abb. 8 digitale Volumentomographie mit Stanze (Übersichtsscan)



4. Messung von Schweinekopfhälften am Siemens Somatom 4

Die Schweineköpfe wurden auf der Liege des Somatom positioniert und am Übersichtsscan (Abb. 9,10) auf den Unterkiefer eingestellt. Dann wurden die Aufnahmen angefertigt

Abb. 9 Computertomographie mit Stanzen (Übersichtsscan)

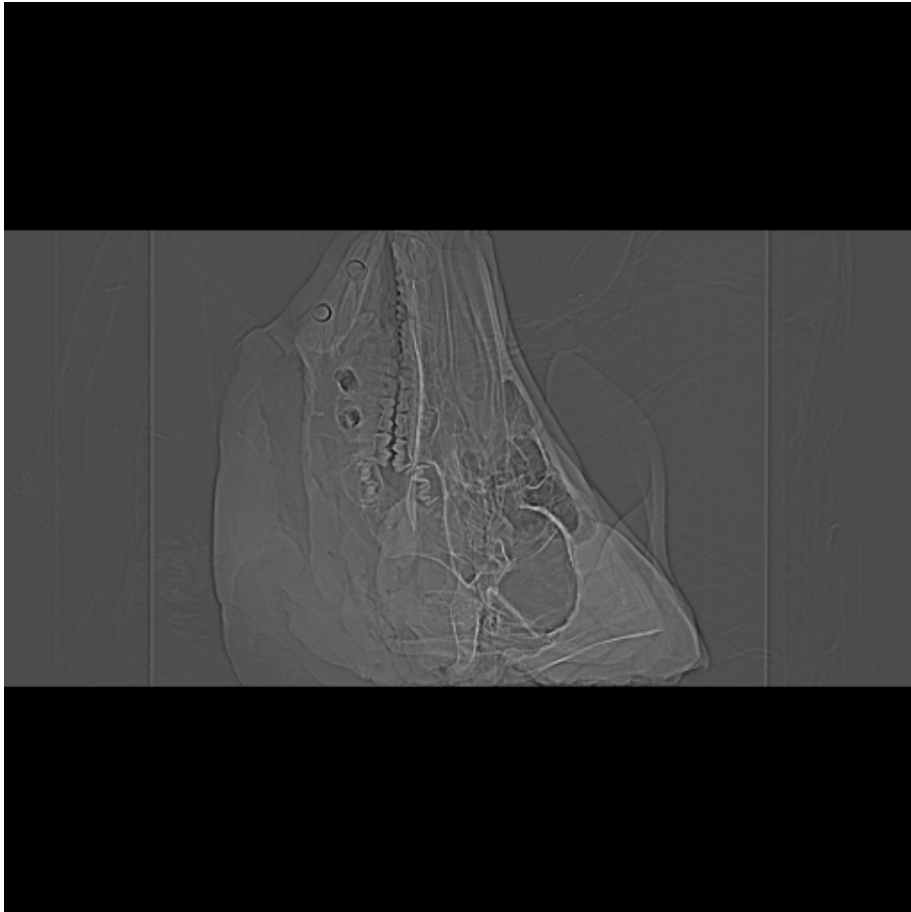
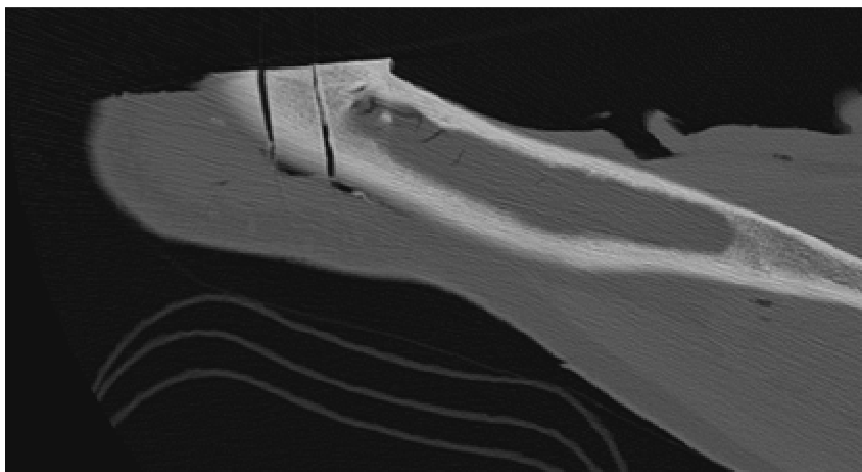


Abb.10 CT 2. Ebene



5. Messung von Knochenstanzen aus den Schweinekopfhälften per MicroCT

Im MicroCT liegt zwischen einer Röntgenquelle und einer hochauflösenden Röntgenkamera das Objekt, das von dem Röntgenstrahl durchdrungen wird. Dieser „Strahlenkegel“ erzeugt ein Durchlicht-Schattenbild des Objekts auf dem Scintillator der Röntgenkamera. Mit der schrittweisen Drehung des Objektes werden komplette Serien von Durchlicht-Schattenbildern im Computer abgespeichert (Abb. 11, 12). Daraus sind mit sinnvollen Methoden neben 2D- und 3D-Abbildungen auch andere geometrische Eigenschaften und Materialkonstanten des Objekts zu berechnen. Die Röntgenröhren haben eine Röhrenspannung zwischen 40 und 150 kV. Damit ist eine räumliche Auflösung von weniger als 5 μm , bei einer Pixelgröße von weniger als 1,8 μm möglich. Die Vergrößerung ist bei den meisten Systemen variabel.

Abb. 11 Funktionsschema μ -CT

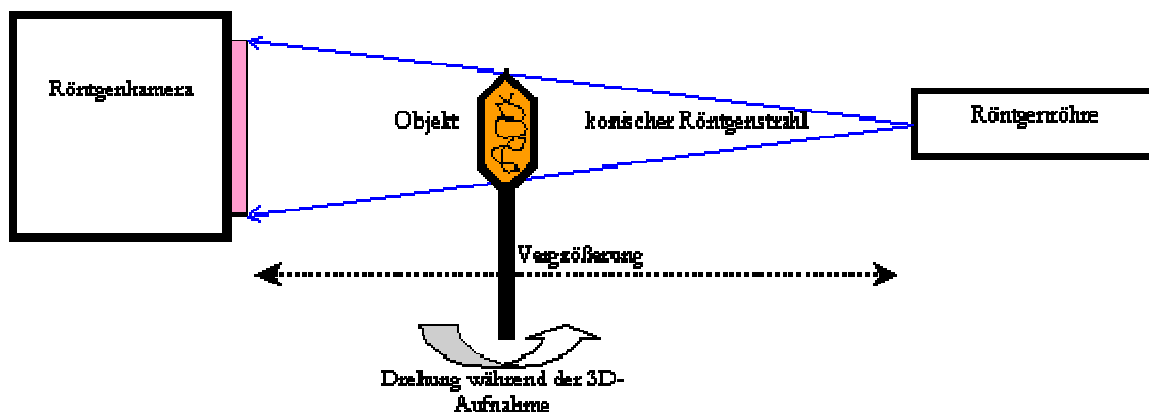


Abb.12 Stanze μ -CT



Mit dieser Methode ist es möglich dreidimensionale Bilder der Knochenstruktur zu erhalten (Abb.13), die das aufwendige Verfahren der Histomorphometrie ersetzen und auch in entscheidenden Punkten verbessern kann. Bei der Analyse isolierter Dünnschnitte muss berücksichtigt werden, dass der Wert histomorphometrischer Strukturparameter selbst innerhalb eines kleinen trabekulären Volumens zwischen 10% und 20% schwanken kann

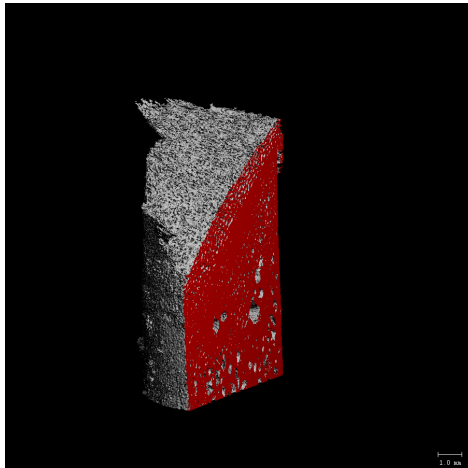


Abb. 13 dreidimensionale Stanze μ -CT

(Engelke, Song et al. 1996). So kristallisieren sich auf dem Gebiet der Osteologie fünf Schwerpunkte heraus, die wesentlich von den Möglichkeiten der μ CT-Technologie profitieren oder ohne sie gar nicht existierten(Engelke, Karolczak et al. 1999).

- I. Die Definition von Parametern zur Charakterisierung der dreidimensionalen Trabekelstruktur unabhängig von der a.priori Postulierung eines zugrunde liegenden Strukturmodells. Damit einher geht auch die Validierung dieser Modellannahmen und der darauf beruhenden konventionellen stereologischen Parameter.
- II. Die Anwendung von Finite-Elemente Methoden zur Bestimmung der biomechanischen Wertigkeit der stereologischen Parameter. Das dient zur Beantwortung der Frage, welche Parameter anstatt oder komplementär zu einer reinen Knochendichtemessung zu einer Bestimmung der Bruchfestigkeit und darüber hinaus zur Beurteilung des Frakturrisikos geeignet sind.
- III. Der Einsatz der μ CT in der präklinischen Forschung für In-vivo-Verlaufskontrollen in kleinen Labortieren.
- IV. Die Validierung von Analysemethoden, die in hochauflösenden In-vivo-Verfahren zur Osteoporosediagnostik, wie z.B. der Dünnschicht-CT und -MR, angewendet werden. Hierbei geht es insbesondere um die Entwicklung von Algorithmen und Parametern zur Texturanalyse, da individuelle Trabekel mit In-vivo-Verfahren nicht separierbar sind.
- V. Die dreidimensionale Quantifizierung von Modeling- und Remodelingprozessen.
Für diese Untersuchung wurde das Micro-CT 40 (Scanco Medical, Basserdorf, Schweiz) verwendet. Die Probengröße beträgt maximal 36,9mmx80mm. Dieses System basiert auf dem 1996 von Rüeegsegger et al. vorgestelltem Entwurf eines Desktop- μ -CT's(Ruegsegger,

Koller et al. 1996). Die Microfokusröhre erzeugt einen Kegelstrahl (small-angle-cone-beam), und wie oben beschrieben dreht sich das Objekt im Röntgenkonus.

Tabelle 5 Scan-Parameter

Auflösung	16µm isotropisch
Röntgenröhre	55 kV 145 µA
Detektor	2048x256 Voxel
Integrationszeit	200ms

Der hierbei verwendete Probenhalter fasst maximal 30,5mmx80mm.

Aus den Voxeldaten wurde ein kubischer Bereich mit einer Kantenlänge von 5mm bzw. 316 Voxel als Volume of Interest (VOI) ausgewählt, wobei dieser Bereich nur aus trabekulären Strukturen bestehen durfte. Dafür wurde das VOI der Proben 3(2), 6(4) verkleinert, da nicht ausreichend trabekuläre Strukturen vorhanden waren (z.B. Zahnkeime). Nach Filterung wurde die mineralisierte Phase extrahiert. Die so gewonnenen binären Datensätze erlauben nun eine Berechnung der verschiedenen morphometrischen Indizes.

Primäre Indizes:

Knochenoberfläche (bone surface area)BS: Gesamtfläche der Dreiecke. Oberfläche des mineralisierten Bereichs

Knochenvolumen (bone volume)BV: Gesamtvolumen der Tetrahedrone

Gesamtvolumen (totalvolume)TV: Volumen des VOI

Die Indizes BV/TV und BS/TV erlauben größenunabhängige Vergleiche der Proben. Das Oberflächen-Volumenverhältnis bzw. die spezifische Knochenoberfläche wird durch den Quotient BS/BV ausgedrückt. Aufgrund des vorliegenden dreidimensionalen Volumens erlaubt die Computertomographie im Gegensatz zur klassischen Histomorphometrie eine Berechnung der morphometrischen Indizes durch eine direkte Messung der Distanzen im dreidimensionalen Raum. Somit sind diese Parameter nicht beeinflusst durch eventuelle Abweichung der Probe vom angenommenen Modell. Diese direkten Indizes lauten Tb.N für die Trabekelanzahl, Tb.Th für die Trabekeldicke und Tb.sp für den Trabekelabstand.

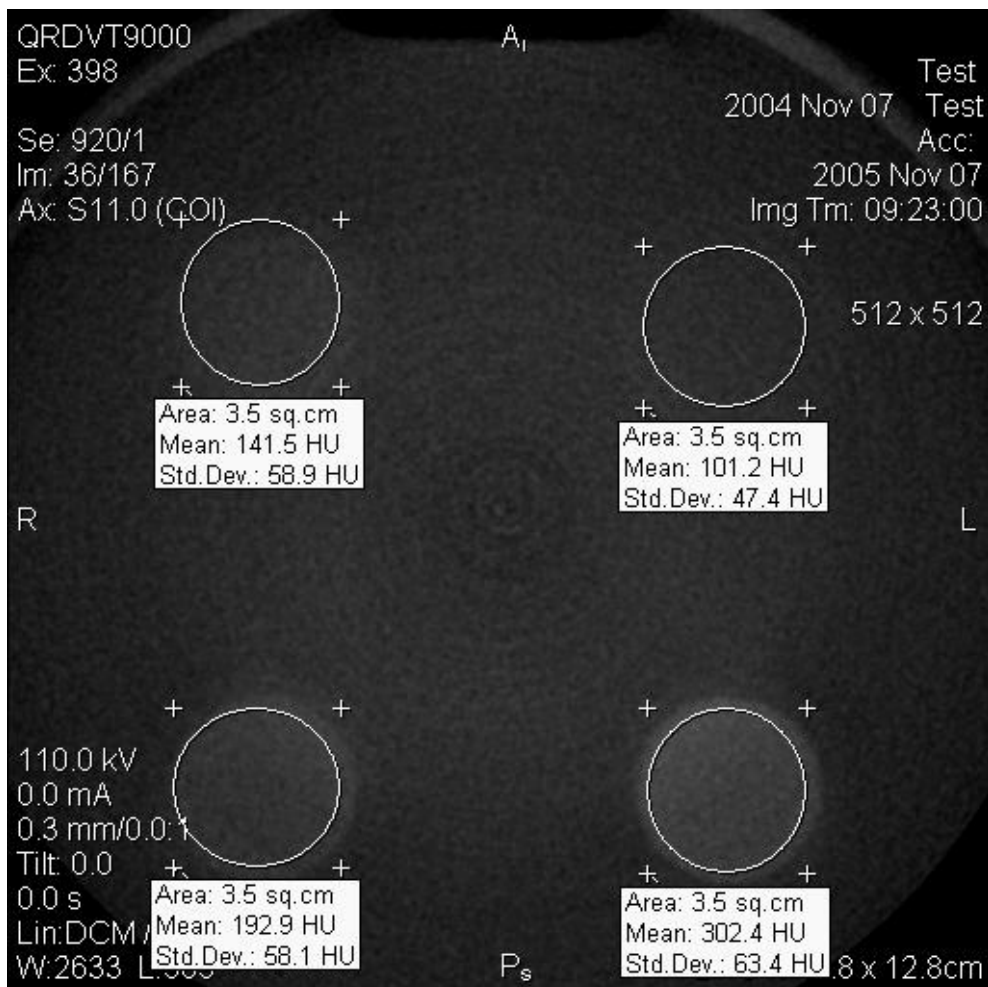
Zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes können diese Proben mit den Absorptionswerten eines Phantoms verglichen werden.

4. Ergebnisse

4.1 Messwerte

Mit den Messungen des Phantoms von der DVT und der CT wurden Eichkurven erstellt. Dazu wurden beide Datensätze ins Dicom Format übertragen und mit e-film untersucht. Aus dem Datensatz der DVT wurden 5 Schichten ausgewählt, die sich nicht im Randbereich befanden. Von 167 Schichten wurden Schichten aus dem Bereich von Schicht 36 bis Schicht 81 ausgewählt. In diesen Schichten wurde konzentrisch ein Bereich von 3,5 cm² festgelegt, der so groß wie möglich gewählt wurde, aber auch immer sicherstellte, dass man sich innerhalb der Pellets befand (Abb.14). Zusammen mit der Schichtdicke von 0,3mm ergibt sich dann ein Volumen, das sogenannte Volume of interest (VOI).

Abb. 14 Bestimmung der VOI am Phantom



Die hierbei gewonnenen Daten sind in der Tabelle 6 dargestellt und im Diagramm 1 graphisch in einer Eichgeraden dargestellt worden. Analog zu den DVT-Daten finden sich die Messwerte für die CT in Tabelle 7 und dem Diagramm 2 wieder. Da bei der CT die Schwankungen der Werte deutlich geringer waren, wurden nur zwei Schichten verwendet.

Tabelle 6 Messungen Phantom DVT

Pellet	36	53	71	76	81	Mittelwert
0						
50						
100	101,2	107,2	115,5	130,1	158	122,4
150						
200	141,5	178,6	193,5	189,6	208,6	182,36
250						
300						
350						
400	192,9	214,1	233,2	233,9	238,9	222,6
450						
500						
550						
600						
650						
700						
750						
800						
850						
900						
950						
1000	302,4	329,1	336,3	343,1	331,8	328,54

Tabelle 7 Messungen Phantom CT

Pellet	Schicht1	Schicht2	Mittelwert
0			
50			
100	125,2	117,1	121,2
150			
200	227,4	237,7	232,6
250			
300			
350			
400	435,5	457,5	446,5
450			
500			
550			
600			
650			
700			
750			
800			
850			
900			
950			
1000	963,6	968,1	965,9

4.2 Eichkurven

Diagramm 1

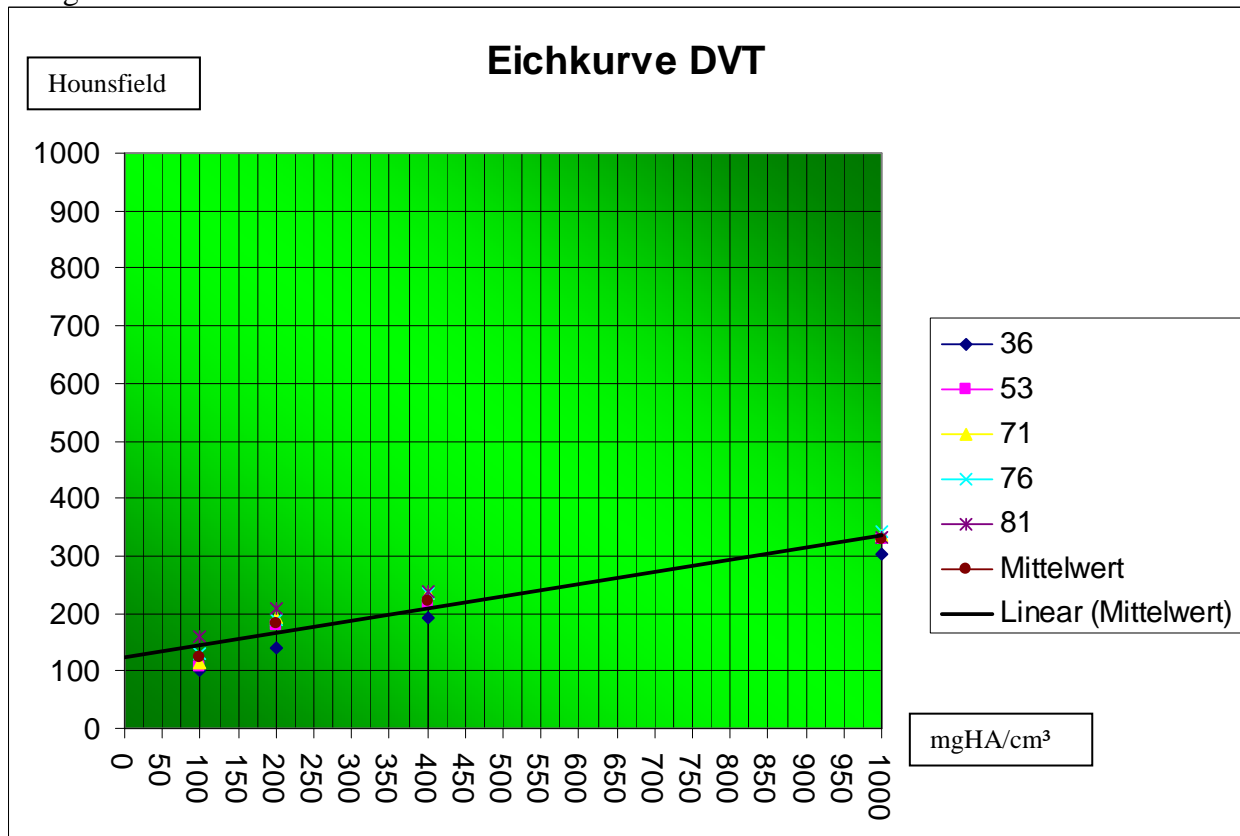
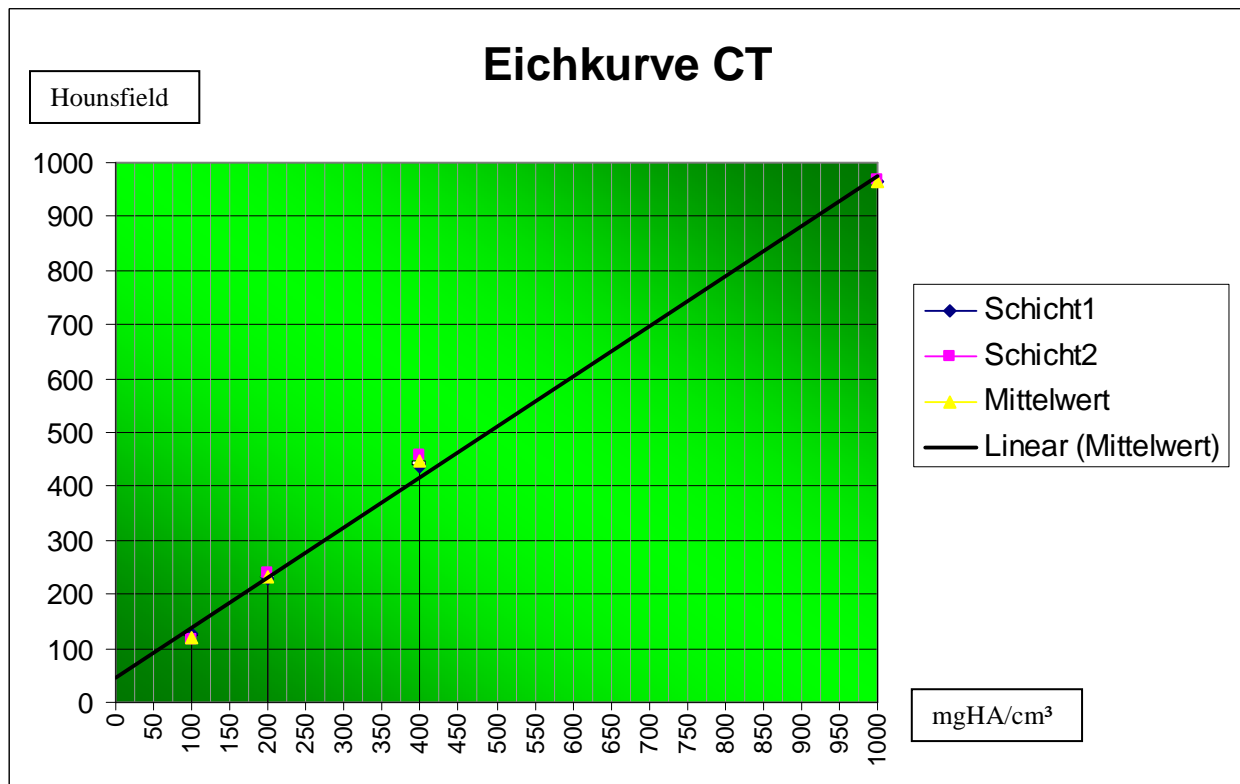


Diagramm 2



Die Dichtemessung des Programms e-film richtet sich nach der Hounsfieldskala, der für die CT üblichen Dichtemessung, die sich an dem Schwächungswert von Wasser orientiert. Daher erwarten wir für die CT eine lineare Steigung der Eichkurve von 1. Im nächsten Schritt wurden also die Eichkurven untersucht. Es zeigt sich, dass beide Eichkurven über eine lineare Steigung verfügen und somit Eichgeraden darstellen. Hätten wir bei der Volumentomographie keine Gerade, sondern eine Kurve erhalten, wäre eine direkte Umrechnung der Dichtewerte nicht möglich gewesen. Die Steigung der Eichgeraden beträgt bei der CT im Mittel 1,02 und bei der DVT im Mittel 0,33. Sie wurden nach der Formel $y_2 - y_1 / x_2 - x_1$ berechnet. Die Korrekturfaktoren ergeben sich aus der Umrechnung $1/\text{Steigung}$ der Eichgeraden und betragen für die CT 0,98 und für die DVT 3,03. Aus diesen Werten ergibt sich auch die Notwendigkeit einer gerätespezifischen Kalibrierung für Computertomographen, die zur Knochendichtemessung benutzt werden sollen. In welchen Abständen diese Kalibrierungen durchgeführt werden sollten, ist von uns nicht untersucht worden. Eine parallele Messung mit einem Phantom wird von uns nicht als sinnvoll erachtet, da die Abweichungen zu gering sind, und ein Fehler über eine Positionierung im Randbereich eher gravierender wäre.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen eindeutig, dass die klassische Knochendichtemessung im Kopfbereich mit der DVT funktioniert, sobald ein gerätespezifischer Korrekturfaktor ermittelt wird. Auch hier muss analog zur CT eine regelmäßige Kalibrierung erfolgen, deren zeitlicher Abstand noch eruiert werden muss. Daraus lassen sich eine Vielzahl von Anwendungen ableiten, da die Messung analog der CT in Hounsfieldeinheiten durchgeführt werden kann. Da der Korrekturfaktor gerätespezifisch ist, können auch bereits vorhandene Datensätze hinsichtlich der Knochenquantität nachuntersucht werden, sofern sich der Faktor nicht signifikant verändert. Für diese Anwendung ist auch keine spezielle Software vonnöten. Die Daten müssen nur in das Dicom-Format übertragen werden, und können dann von Bildbearbeitungsprogrammen wie e-film verarbeitet werden. Einfacher und wünschenswert wäre allerdings eine Einbindung dieser Möglichkeit in die Herstellersoftware, die schon werkseitig den für jedes Gerät ermittelten Korrekturfaktor verarbeiten könnte. Dieses Verfahren zur quantitativen Knochendichtebestimmung mittels digitaler Volumetomographie könnte analog der pQCT als pQDVT (periphere quantitative digitale Volumetomographie) bezeichnet werden.

Der zweite Teil der praktischen Untersuchung beschäftigt sich mit einer anderen Fragestellung. Während sich der erste Teil nur mit der quantitativen Knochendichte, also Knochenmasse pro Volumen, beschäftigt, geht es im zweiten Teil um die Ermittlung weiterer Strukturparameter des Knochens, wie sie mit der μ -CT gewonnen werden können. Die Frage ist, ob sich diese Parameter auch mit der DVT oder CT gewinnen lassen. Dabei stießen wir auf folgende Probleme.

Die Messung mit der Computertomographie scheint insofern schwierig, da kein echtes dreidimensionales Volumen aufgenommen wird und die rechnerische Ermittlung des Volumens fehlerbehaftet ist. Wie die Messung der Knochenstanzen mit dem μ -CT zeigt, sagt die reine Höhe des Mineralsalzgehaltes aber zu wenig über die Struktur und Reaktivität des Knochens aus, da die Dichte nur für 50-60% der Festigkeit verantwortlich ist (Goldstein, Goulet et al. 1993). Eine Einteilung der Knochenqualität wie Lekholm und Zarb sie einst vornahmen, und die eine rein histologische Größe darstellt, ist eine rein quantitative zweidimensionale Messung der Knochendichte nicht mehr. Die direkte Kontaktosteogenese, die zur Einheilung von Implantaten sehr wichtig ist, läuft nur in der Spongiosa ab, also besonders gut in den schlechten Knochenqualitäten (Davies 2003). Das Problem der μ -CT ist aber die Notwendigkeit einer Biopsie, die gerade im Kieferbereich häufig nicht entnommen werden kann oder sollte. Hier könnte die DVT helfen, da die Auflösung eines VOI unter

200µm liegt, und damit dasselbe Segmentierungsverfahren auch für die DVT anwendbar sein müsste (Ruegsegger, Koller et al. 1996). In weiteren Untersuchungen hat sich gezeigt, dass die von Rügsegger postulierten 200µm noch einen zu großen Wert darstellen. Mit dem Nachfolger des DVT 9000, dem Newtom 3G sind keine hinreichend genauen Messungen möglich, die eine Segmentierung ermöglichen. Ein weiteres Problem des Newtom ist die Dosisautomatik, da für die genaue Abbildung auch von Fett eine höhere Dosis nötig ist. Wahrscheinlich ist mit einer Voxelkantenlänge um die 100µm und einer manuell einstellbaren Dosis, um den Kontrast und die Dynamik zu erhöhen, dann eine Segmentierung möglich. Denkbar wäre hier auch ein spezielles Programm, um mit veränderten Aufnahmeparametern eine höhere Auflösung zu erzielen. Dies bedeutete, dass keine Messung an vorhandenen Aufnahmen gemacht werden kann wie bei der pQDVT, es handelte sich dabei dann um eine spezielle befundbezogene Aufnahme.

4.3 Vergleich pQCT vs. pQDVT

Für die Osteodensitometrie im Kopfbereich mit der pQCT wurde ein Gerät modifiziert, um überhaupt Aufnahmen am Kopf erzeugen zu können (Abb.15). Auf einen sonst üblichen Übersichtsscan wurde verzichtet, da keine vertretbaren Ergebnisse erzielt werden konnten. Das Lichtvisier wurde verlegt und die schwierige Positionierung des Kopfes über eine spezielle Kopflagerung vereinfacht. Trotzdem bleibt die Patientenpositionierung schwierig, da eine exakte Einstellung auf den Ober- und Unterkiefer nötig ist. Sollen beide Kiefer dargestellt werden, so sind zwei Aufnahmen mit unterschiedlicher Positionierung nötig. Die zuletzt erreichte Untersuchungsdauer lag bei 6 Minuten und führte trotz der verbesserten Lagerung zu Bewegungsartefakten. Die Auflösung liegt zwischen 0,2 und 2 mm, für die Standarduntersuchung wird eine Auflösung von 0,5 mm benutzt. Mit dieser Auflösung sind nur quantitative Bestimmungen der Knochendichte möglich. Soll aus den verschiedenen Schichten ein Volumen berechnet werden ist mit einer Abweichung von bis zu 20 % zu rechnen.



Abb.15 modifizierte pQCT

Im Gegensatz dazu steht das vorgestellte Verfahren der Osteodensitometrie mit der digitalen Volumentomographie (periphere quantitative digitale Volumentomographie(pQDVT)). Für die Erstellung des Datensatzes ist kein Umbau des Gerätes nötig. Die Verfügbarkeit der digitalen Volumentomographie ist deutlich besser als bei der pQCT (das einzige umgebaute Gerät wurde bereits wieder deinstalliert). Die Strahlenexposition ist deutlich reduziert. Sollte für die Standarduntersuchung eine DVT angefertigt werden, so ist für die Osteodensitometrie keine erneute Aufnahme nötig, was einer weiteren Dosisreduktion entspricht. Durch die viel kürzere Untersuchungsdauer von 36 s kommt es zu weniger Bewegungsartefakten. Verfahrensbedingt kommt es an metallischen Strukturen zu geringeren Artefaktbildungen. Inwieweit die Zukunft es erlaubt mit der DVT auch morphometrische Untersuchungen durchzuführen, bleibt zur Zeit offen.

5. Zusammenfassung

Da die digitale Volumentomographie (DVT) ein neues Verfahren darstellt und die Knochendichtemessung (Osteodensitometrie) im Kieferbereich bislang nur mit einer CT oder einer modifizierten peripheren Computertomographie (pQCT) durchgeführt werden kann, stellt sich die Frage, ob sich mit der DVT Osteodensitometrien durchführen lassen.

Schwerwiegende Nachteile der vorhandenen Methoden sind:

- die Untersuchungsdauer
- die Strahlenexposition
- das Vorliegen von Artefakten durch Metall
- die fehlende 3-D-Rekonstruktion
- der hohe Preis
- das nur quantitative Messungen entstehen

Die digitale Volumentomographie nutzt ein konisches Strahlenbündel (cone-beam-Technik).

Dabei wird mit einer Drehung von 194° - 360° je nach Gerätetyp ein volumetrischer Rohdatensatz mittels Durchleuchtungsaufnahmen (Fluoroskopien) erzeugt. Aus diesem Rohdatensatz werden Sekundärrekonstruktionen (z.B. sagittal, koronal oder auch dreidimensional) errechnet. Vorteile gegenüber der CT sind:

- niedrigere Kosten
- geringere Artefaktanfälligkeit
- Dosisreduktion gerätespezifisch um das 5-10fache

Nachteil der DVT ist die fehlende Differenzierbarkeit von Weichteilen, die aber für die Osteodensitometrie keine Relevanz hat.

Gebiete, in denen die Osteodensitometrie für die Zahnheilkunde von Bedeutung ist, sind die Differenzierung pathologischer Prozesse (Osteolysen, Zysten, Raumforderungen), die Implantologie oder entzündlich destruktive Prozesse. Verschiedene Verfahren für die Osteodensitometrie, wie die Histologie, radiologische Methoden mittels SPA, SXA, DPA oder DXA, die herkömmliche quantitative Computertomographie, sowie die Magnet-Resonanz-Tomographie finden zurzeit in der Zahnheilkunde keine Anwendung. Die Osteodensitometrie kann noch nicht als etabliertes Verfahren gewertet werden.

Verwendung fand ein in Hamburg modifizierter peripherer Computertomograph (Stratec XCT 3000). Durch Einbau eines 12- statt 6-Detektorensystems konnte die Untersuchungszeit von 11 auf 6 Minuten reduziert werden. Die Schichtdicke beträgt 2,5mm pro Scan. Tägliche Kalibrierungsmessungen mit einem Phantom sollten durchgeführt werden. Allerdings steht dieses Gerät nicht mehr zur Verfügung. Die zurzeit einzige Möglichkeit der Knochendichtemessung im Kieferbereich besteht in der Auswertung von CT-Untersuchungen.

Bei den heute üblichen Geräten zur allgemeinen Osteodensitometrie (DXA und QCT) werden Phantome zur Kalibrierung eingesetzt. Im ersten Teil der Arbeit wurden Aufnahmen mit einem Phantom am CT und am DVT gefertigt. Bei der Auswertung der Daten wurden Eichkurven erstellt, die zeigen, dass für die DVT, aber auch für die CT ein Korrekturfaktor benötigt wird. Mit diesem Korrekturfaktor ermittelten wir Messwerte ähnlich der Hounsfieldskala und konnten so zeigen, dass eine quantitative Bestimmung der Knochendichte mit der DVT möglich ist (periphere quantitative digitale Volumetomographie (pQDVT)). Ob eine tägliche Kalibrierung mit einem Phantom, oder gar eine Parallelmessung eines Phantoms nötig ist, müsste an praktischen Studien evaluiert werden. Die Notwendigkeit einer Kalibrierung ist bei beiden Gerätearten nötig. Im zweiten Teil der Arbeit präparierten wir 4 Schweinekopfhälften derart, dass 6 Knochenstanzen aus den Unterkiefern entnommen wurden, die für die radiologischen Untersuchungen an CT und DVT reponiert wurden. Anschließend entnahmen wir die Knochenstanzen und untersuchten sie am μ -CT. Mit der μ -CT ist es möglich über spezielle Indices (Knochenoberfläche BS, Knochenvolumen BV und Gesamtoberfläche TV) und Quotienten daraus (BV/TV und BS/TV) Aussagen zum trabekulären Aufbau zu erstellen. Daraus lassen sich genauere Erkenntnisse über die Struktur und Widerstandskraft des Knochens erzielen, die eben nicht allein vom Mineralsalzgehalt abhängig sind. Ziel dieses zweiten Teiles war es, parallel zum μ -CT die Stanzen aus den CT- und DVT-Datensätzen zu isolieren und mit einer speziellen Software zu segmentieren. Dann hätte man diese beiden Ergebnisse mit den Daten der μ -CT abgleichen können und eine Messung des Knochenaufbaus und der Knochenqualität am lebenden Menschen durchführen können. Dabei stießen wir auf folgende Probleme. Das Problem der CT ist der fehlende reale dreidimensionale Datensatz, da die Errechnung eines Volumens aus den einzelnen Schichten Fehler beinhaltet. Das Problem der DVT besteht in der aktuell noch zu geringen Auflösung und dem zu niedrigen Kontrast, so dass im Moment noch keine Segmentierung dieser Daten erfolgen kann. Die nötige Auflösung liegt wahrscheinlich bei einer Voxelgröße von 100 μ m.

Da ein höherer Kontrast mit einer höheren Strahlenexposition korreliert, ist es erforderlich für die Osteodensitometrie ein spezielles Softwareprogramm zu entwickeln, mit dem diese Aufnahmen durchgeführt werden können. Steht das zur Verfügung, können in weiteren Studien entsprechende Wertebereiche festgelegt werden.

Solange aus diesem Bereich noch kein praktischer Nutzen entsteht, sollte man unbedingt das Verfahren der pQDVT etablieren, wie im ersten Teil dargestellt. Dabei können fast alle Nachteile der bisher eingesetzten pQCT (s.o.) vermieden werden. Gerade zur Differenzierung pathologischer Prozesse wird dem Diagnostiker ein potentes Hilfsmittel an die Hand gegeben, bei dem er sich nicht nur auf seine diagnostische Erfahrung verlassen muss, sondern sich auf standardisierbare Messwerte beziehen kann. Wie gezeigt ist die Osteodensitometrie auch mit einer kalibrierten Spiral-CT nutzbar. Besteht die freie Auswahl, sollte aufgrund der genannten Vorteile (Strahlenexposition, Artefakte, Preis, 3-D) der Volumentomographie der Vorzug gegeben werden. Besteht aber eine CT als Voraufnahme, so sollte aus Gründen der Strahlenhygiene diese auch osteodensitometrisch genutzt werden.

Die Osteodensitometrie ist mit beiden Verfahren anwendbar, es kann also bei weiteren Fragestellungen dem Verfahren der Vorzug gegeben werden, welches für die weiteren Fragestellungen besser geeignet ist.

Steht die Wahl frei, oder geht es nur um die Osteodensitometrie, sollte immer die digitale Volumentomographie verwendet werden.

6. Diskussion

Die Osteodensitometrie ist ein wichtiges diagnostisches Verfahren zur Therapie vielfältiger Krankheiten, die mit dem Knochen in Zusammenhang stehen. Sie ist genau so wichtig für die Prävention und Früherkennung, als auch für die Verlaufskontrolle und Therapie. Die älteren Methoden wie SPA, SXA und DPA kommen heute nicht mehr zur Anwendung oder spielen keine Rolle mehr. Zu den gängigen Verfahren wie DXA und QCT kommen neuere Verfahren wie z.B. MRT oder QUS dazu, mit dem Ziel ohne ionisierende Strahlung untersuchen zu können. Ein großes Problem dieser Verfahren ist die fehlende Validierung und die zu geringen Datenmengen, außerdem sind die Auswertungen subjektiv und vom Behandler abhängig, so dass diese Verfahren noch nicht in der Lage sind die etablierten Methoden abzulösen. (Wehrli, Hopkins et al. 2000; Lomoschitz, Grampp et al.)

Ein weiterer Ansatzpunkt ist die Auswertung vorhandener dentaler Röntgenbilder mit verschiedenen Auswertungsverfahren, um Fehler bei der Auswertung durch verschiedene Behandler auszuschließen (K Horner; Bozic and Ihan Hren 2006; Nackaerts, Jacobs et al.). Vorteil dieses Ansatzes ist die genügende Anzahl an vorhandenen dentalen Röntgenbildern und die Einfachheit der Auswertung. Die Problematik hierbei ist, dass immer nur Summationsbilder ausgewertet werden (2-dimensionale Abbildung einer 3-dimensionalen Struktur) und nur Mineralsalzverluste ab 30% überhaupt erkennbar sind. Diese Methode dient also eher dem Screening von Risikopatienten, die dann einer weiteren Untersuchung und auch Therapie zugeführt werden. Damit verfolgen sie denselben Zweck wie die in Apotheken angebotenen Knochendichtemessungen per Ultraschall. Man sollte daher die vorhandenen Verfahren der Osteodensitometrie in verschiedene Einsatzgebiete gliedern.

1. Verfahren zur einfachen, strahlungsarmen und schnellen Bestimmung der Knochendichte als Screening zur Osteoporoseerkennung, ähnlich einer Basisuntersuchung in der dentalen Radiologie. Dazu gehören:

- Ultraschall(QUS)(Glüer; Lomoschitz, Grampp et al. 2003)
- Auswertung vorhandener dentaler Röntgenbilder (Zahnfilm, PSA, DVT und CT)(K Horner 1996; Bozic and Ihan Hren; Nackaerts, Jacobs et al.)

2. validierbare Verfahren zur Therapiefestlegung und Begleitung der Osteoporose:

- DXA(Lühmann; Lomoschitz, Grampp et al. 2003)
- QCT(Lühmann 2001)
- pQCT(Tietke 1998; Krischker 2003)
- pQDVT
- MRT(Wehrli, Hopkins et al. 2000; Glüer)

3. spezielle Verfahren der Knochendichtebestimmung, die nicht nur der

Osteoporoseerkennung dienen. Hier geht es um Verfahren, die sich mit der Architektur des Knochens auseinandersetzen, um das Wissen über Aufbau und Umbau des Knochens zu erweitern. Hier wären zu nennen:

- Histologie
- μ -CT

Wobei 2. dann die weiterführenden bzw. befundbezogenen Untersuchungen darstellt, und 3. nur per Biopsie untersucht werden kann.

Die für die Zahnmedizin und MKG-Chirurgie genutzte Diagnostik mittels DVT bietet aufgrund seiner dreidimensionalen Bilder, die eben keine Summationsbilder sind, enormes Potential für die Osteodensitometrie. Es gibt z.Z. kein validiertes Verfahren zur Knochendichtebestimmung am Gesichtsschädel. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die quantitative Osteodensitometrie mit der DVT analog der pQCT durchführbar ist. Ein individueller Korrekturfaktor muss gerätespezifisch errechnet werden. Außerdem muss geklärt werden in welchen zeitlichen Abständen das Gerät kalibriert werden muss (einmal werksseitig, täglich oder bei jeder Messung, o. ä). Mit diesen Zusätzen ließe sich zügig eine Messung analog der automatisierten Auswertung dentaler Röntgenbilder wie Horner sie nutzt etablieren(K Horner 1996). Da mit dreidimensionalen Daten gearbeitet würde, wäre der Nutzen für die Osteoporosefrüherkennung ungleich höher. Ob dieses Verfahren den gleichen Nutzen wie die etablierten Verfahren bringt, bliebe zu prüfen.

Zurzeit fehlt noch die für die Auswertung nötige Software. Sinnvoll wäre es, diese erst einmal für die pQDVT zu entwickeln und diese zur Anwendung zu bringen, sodass Vergleichsdaten zu den gebräuchlichen Methoden vorliegen. Die Software ließe sich für alle vorhandenen DVT-Aufnahmen auch nachträglich nutzen und könnte gut zur Differenzierung pathologischer Prozesse, wie Osteolysen, Zysten oder auch entzündlich-destruktiver Prozesse

genutzt werden. Außerdem ließe sich leicht ein Osteoporosescreeing durchführen. Mittels weiterer Studien mit dieser Software müssten Wertebereiche analog dem T-Score definiert werden. Zu diesen Möglichkeiten ist in der Literatur bis zum jetzigen Zeitpunkt noch nichts beschrieben.

Die Möglichkeiten mit einer rein quantitativen Messmethode sind aber begrenzt. So wurden in neuen Studien dreidimensionale μ -CT Datensätze verwendet um Finite elemente Modelle zu erstellen(van Eijden, van der Helm et al. 2006). An diesen Modellen können strukturelle und mechanische Eigenschaften getestet werden. Dabei wurde festgestellt, dass die Varianz des trabekulären Knochenaufbaus sehr groß ist(van Ruijven, Giesen et al. 2003). Man kann also rein aus der Dichte keine Aussage über die Stabilität des Knochens treffen. So orientiert sich die trabekuläre Struktur an der überwiegenden mechanischen Belastungsrichtung, und die Anisotropie nimmt mit zunehmender Knochendichte ab. Das bedeutet, dass die Knochendichte nicht nur abhängig von der Größe der Belastung ist, sondern auch von deren Richtung. So ist der Nutzen der herkömmlichen Knochendichtemessung in der Implantologie eher gering, da zu wenig Rückschlüsse auf die Eigenschaften des Knochens gezogen werden können. Das heißt auch, dass die immer noch zur Anwendung kommende Einteilung nach Lekholm und Zarb von 1985 in die Knochenqualitäten D1-D4 ohne Aussagekraft und außerdem nicht validierbar ist.

Erstmals wurde Knochen um dentale Implantate im Jahre 2000 mit dem Micro-CT untersucht(Van Oosterwyck H 2000). Trotzdem existieren in diesem Bereich keine Studien, die sich speziell mit dem Knochenaufbau beschäftigen, sondern es geht überwiegend um Belastbarkeit und Stabilität einzelner Implantatsysteme und um verschiedene Implantatoberflächen (Deyneka-Dupriez, Kocdemir et al.; Jones, Arns et al. 2007). Gerade in diesem Bereich und auch in der Parodontologie und augmentativen Chirurgie wäre eine Weiterentwicklung von großem Nutzen. Für eine Knochenbestimmung, die auch Aussagen über Stabilität und Aktivität/Reaktivität des Knochens erlaubt, und die am intakten Gewebe eingesetzt werden kann, gibt es zurzeit kein Verfahren.

Wir konnten mit unseren Untersuchungen zeigen, dass die ursprünglich angenommene Auflösung von $200\mu\text{m}$ (Ruegsegger 1996) für eine Segmentierung von dreidimensionalen Datensätzen nicht ausreicht. Für die Segmentierung von dreidimensionalen Datensätzen scheint die Voxelgröße um $100\mu\text{m}$ zu liegen, um ein Finite-Elemente-Modell zu erstellen benötigt man Voxelgrößen von ca. $20\mu\text{m}$. Diese Vorgaben können am ehesten von der DVT erreicht werden. Ein dreidimensionaler Datensatz ist vorhanden. Aktuell müsste seitens der

Gerätehersteller mit der vorhandenen Hardware experimentiert werden. Inwieweit kann durch Modifikation der Belichtungsparameter der Kontrast und die Auflösung gesteigert werden? Sollten die damit erreichbaren Datensätze nicht ausreichen, muss auf Weiterentwicklungen im Hardwarebereich hingearbeitet werden. Sollte die erreichbare Auflösung hoch genug sein, so wird ein spezielles Knochenbestimmungsprogramm nötig sein, welches andere Belichtungsparameter wählt, um eine optimale Auflösung zu erreichen. Damit könnten Finite-Elemente-Modelle erstellt werden, die zur genauen Analyse der Mikroarchitektur des Knochens dienen und vielseitigen Nutzen erzeugen: früheres Erkennen von Krankheitsbildern wie Osteomyelitis, Knochentumoren oder Veränderungen unter Bisphosphonattherapie und in der Implantologie für genauere Spezifikationen zu Einheilzeiten, Implantationszeitpunkt, Belastungszeitpunkt, Implantatoberflächen, die GBR oder auch Augmentationen etc. Dieses Programm ist dann aber ebenfalls den befundbezogenen Untersuchungen zuzuordnen und benötigt eine eigene Indikation, da mit einer höheren Strahlenexposition im Vergleich zur herkömmlichen DVT zu rechnen ist.

7. Literatur

- Adler, C.-P. (2005). Knochenkrankheiten
Diagnostik makroskopischer, histologischer und radiologischer Strukturveränderungen des
Skeletts S. 538-539, Springer Verlag.
- Bozic, M. and N. Ihan Hren (2006). "Osteoporosis and mandibles." Dentomaxillofac Radiol
35(3): 178-84.
- Davies, J. E. (2003). "Understanding peri-implant endosseous healing." J Dent Educ **67**(8):
932-49.
- Deyneka-Dupriez, N., B. Kocdemir, et al. (2007). "Interfacial shear strength of titanium
implants in bone is significantly improved by surface topographies with high pit
density and microroughness." J Biomed Mater Res B Appl Biomater **82**(2): 305-12.
- Engelke, K., M. Karolczak, et al. (1999). "[Micro-CT. Technology and application for
assessing bone structure]." Radiologe **39**(3): 203-12.
- Engelke, K., S. M. Song, et al. (1996). "A digital model of trabecular bone." J Bone Miner
Res **11**(4): 480-9.
- Glüer, C. C., Barkmann, R. (2001). "Osteodensitometrie versus Osteosonometrie für
Diagnostik und Verlaufskontrolle der Osteoporose." Osteologie Band 10 suppl. 1.
- Goldstein, S. A., R. Goulet, et al. (1993). "Measurement and significance of three-
dimensional architecture to the mechanical integrity of trabecular bone." Calcif Tissue
Int **53 Suppl 1**: S127-32; discussion S132-3.
- Jones, A. C., C. H. Arns, et al. (2007). "Assessment of bone ingrowth into porous biomaterials
using MICRO-CT." Biomaterials **28**(15): 2491-504.
- K Horner, H. D., CW Alsop, IM Hodgkinson, and JE Adams (1996). "Mandibular bone
mineral density as a predictor of skeletal osteoporosis." Br. J. Radiol. **69**: 1019-1025.
- Kalender, W. A. (1993). Calibration phantom for bone mineral content measurement on the
lumbar spine, Wisconsin Alumni Research Foundation.
- Krischker, U. (2003). "Zur Problematik Meßort und Befundinterpretation (Erfahrungsbericht
nach 1500 pQCT-Untersuchungen)."
- Lomoschitz, F. M., S. Grampp, et al. (2003). "Comparison of imaging-guided and non-
imaging-guided quantitative sonography of the calcaneus with dual X-ray
absorptiometry of the spine and femur." AJR Am J Roentgenol **180**(4): 1111-6.

- Ludlow, J. B., L. E. Davies-Ludlow, et al. (2003). "Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit." Dentomaxillofac Radiol **32**(4): 229-34.
- Ludlow, J. B. and M. Ivanovic (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**(1): 106-14.
- Lühmann, D., Kohlmann, T., Lange, S., Raspe, H. (2001). Die Rolle der Osteodensitometrie im Rahmen der Primär-, Sekundär- und Tertiärprävention/ Therapie der Osteoporose, Nomos Verlagsgesellschaft Baden-Baden.
- Mozzo, P., C. Procacci, et al. (1998). "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results." Eur Radiol **8**(9): 1558-64.
- Nackaerts, O., R. Jacobs, et al. (2006). "Accuracy and precision of a densitometric tool for jaw bone." Dentomaxillofac Radiol **35**(4): 244-8.
- Rother, U. (2006). Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde S.90-98, Elsevier Urban&Fischer.
- Ruegsegger, P., B. Koller, et al. (1996). ""A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture."" Calcif Tissue Int **58**(1): **24-9**.
- Schulze, D., M. Heiland, et al. (2004). "Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography." Dentomaxillofac Radiol **33**(2): 83-6.
- T.J.Vogl, A. Z., A. Moritz, C. Herzog (2005). Mehrschicht Spiral-CT: Aktuelle Wertigkeit in der kardialen Bildgebung.
- Thomsen, S. (1996). Entwicklung einer nichtinvasiven Methode zur quantitativen Knochen-Mineralgehaltbestimmung der Kieferknochen. Hamburg, Universitätsklinik Eppendorf.
- Tietke, M. (1998). Der Einsatz der peripheren quantitativen Computertomographie in der Diagnostik von Veränderungen an den Kieferknochen. Abteilung für Röntgendiagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Hamburg, Universitätsklinik Eppendorf.
- van Eijden, T. M., P. N. van der Helm, et al. (2006). "Structural and mechanical properties of mandibular condylar bone." J Dent Res **85**(1): 33-7.
- Van Oosterwyck H, D. J., Vander Sloten J, Van der Perre G, Jansen J, Wevers M, Naert I. (2000). "Use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants." J Oral Implantol. 2000 **26**(1):**5-12**.

- van Ruyven, L. J., E. B. Giesen, et al. (2003). "Prediction of mechanical properties of the cancellous bone of the mandibular condyle." J Dent Res **82**(10): 819-23.
- Wehrli, F. W., J. A. Hopkins, et al. (2000). "Cross-sectional study of osteopenia with quantitative MR imaging and bone densitometry." Radiology **217**(2): 527-38.
- Zechner, W., S. Tangl, et al. (2003). "Osseous healing characteristics of three different implant types." Clin Oral Implants Res **14**(2): 150-7.

Danksagung

Ich danke allen Personen, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Auf fachlicher Seite sind im besonderen zu erwähnen: Prof. Dr. U. J. Rother, der mich in kompetenter und konstruktiver Weise immer wieder neu motiviert hat, PD Dr. Dirk Schulze, der mich in allen relevanten Punkten unterstützt hat, vom praktischen Teil, über theoretisches Wissen, bis zur Unterstützung bei Softwareproblemen. Weiterhin danke ich der Abteilung für Röntgendiagnostik, im Besonderen Frau Austermann, für die Unterstützung. Meiner Frau danke ich für die klaglos zur Verfügung gestellte Zeit zur Erstellung der Arbeit neben dem normalen Praxisalltag, und für das Korrekturlesen.

Daniel Schulz

Eidesstattliche Erklärung:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: _____