

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. med. Dr. hc. R. Putz

Das Kiefergelenk

Betrachtung des Caput mandibulae mittels
der Mikro-Computertomographie

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Michaela Svejda
aus Klagenfurt

2007

**Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dr. hc. R. Putz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. D. Edelhoff

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Maiko Matsuura

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 11.07.2007

Meiner Familie

Erst zweifeln, dann untersuchen, dann entdecken. (Henry Thomas Buckle)

Inhaltsverzeichnis

4.2.2.1.3 Trabekelabstand - Mean Trabecular Separation (Tb.Sp)	27
4.2.2.1.4 Trabekelanzahl - Mean Trabecular Number (Tb.N)	27
4.2.2.1.5 Strukturmodellindex - Structure Model Index (SMI)	27
4.2.2.1.6 Konnektivität - Connectivity Density(Conn.D)	28
4.2.2.1.7 Anisotropiegrad - Degree of Anisotropy (DA)	28
4.2.2.2 Durchführung der Messung	29
4.2.2.3 Einstellungen des Messprogramms	31
4.2.2.4 Analyse der mikrostrukturellen Parameter	32
4.2.2.5 Vermessung der Kompakta-Dicke	36
4.3 Auswertung	37
5 Ergebnisse	40
5.1 Darstellung und Vergleich der Ergebnisse der bezahnten und der zahnlosen Präparate	40
5.1.1 Knochendichte (BV/TV)	40
5.1.2 Trabekeldicke (Tb.Th)	41
5.1.3 Trabekelabstand (Tb.Sp)	43
5.1.4 Trabekelanzahl (Tb.N)	44
5.1.5 Strukturmodellindex (SMI)	46
5.1.6 Konnektivität (Conn.D)	47
5.1.7 Anisotropiegrad (DA)	49
5.2 Darstellung und Vergleich der Ergebnisse der arthrotischen Präparate	50
5.2.1 Knochendichte (BV/TV)	51
5.2.2 Trabekeldicke (Tb.Th)	52
5.2.3 Trabekelabstand (Tb.Sp)	53
5.2.4 Trabekelanzahl (Tb.N)	54
5.2.5 Strukturmodellindex (SMI)	55
5.2.6 Konnektivität (Conn.D)	56
5.2.7 Anisotropiegrad (DA)	57
5.3 Ergebnisse der Vermessung der Kompakta	58
5.4 Form der unveränderten Kondylen in der Frontalansicht	59
5.5 Form der arthrotischen Präparate in der Frontalansicht und 3D-Rekonstruktion der Mittelschnitte	63

1 Einleitung

Die Gelenke und deren einwandfreie Funktion spielen im täglichen Leben jedes Menschen eine wichtige Rolle. Über die Bedeutung dieser Strukturen wird man sich meist erst dann bewusst, wenn ihre Funktion beeinträchtigt ist.

Auch das Kiefergelenk stellt dabei keine Ausnahme dar. Dabei geht die Funktion dieses Gelenks weit über die eigentliche Mastikation hinaus. Auch an der Atmung, Lautbildung, Ästhetik und Haltung ist das Kauorgan und somit auch das Kiefergelenk beteiligt.

Betrachtet man die zahnmedizinische Fachliteratur, so wird deutlich, dass sich eine große Anzahl an Abhandlungen mit den Problemen des Kiefergelenks befasst. Grundlegend für die Auseinandersetzung mit Dysfunktionen und Pathologie ist aber das Wissen um die Anatomie und Physiologie. Die Erweiterung des Wissens über das gesunde Gelenk und dessen funktionelle Strukturen ist also nicht zuletzt aus diesem Grund gefragt.

Während bei anderen Gelenken die Belastung schon bei leichten Tätigkeiten, wie dem Aufheben von Gegenständen oder beim Gehen, offensichtlich ist, wird die Belastung des Kiefergelenks kontrovers diskutiert.

Morphologische und auch histologische Veränderungen im Kiefergelenk stellen keine Sonderfälle dar. Direkt durch den Alterungsprozess oder indirekt durch funktionelle Störungen beeinflusst, verändert sich die Struktur der Gelenkanteile. Es wird angenommen, dass die Komponenten des Kiefergelenks die Fähigkeit zur Remodellierung auch nach Abschluss des Wachstums beibehalten und so eine kontinuierliche Veränderung der Struktur und Morphologie stattfindet (Moffett et al., 1964; Blackwood 1966). Das Verständnis um die Veränderungen der Kondylen im Alter könnte einen Hinweis auf die normale Funktion und auf die Dysfunktion darstellen. Menschliche Kondylenpräparate wurden schon in einigen Forschungsarbeiten hinsichtlich morphologischer Veränderungen untersucht (Blackwood, 1963; Westesson und Rohlin, 1984; de Bont et al., 1985). Trotzdem scheinen die Veränderungen in der Struktur des Kondylus im Zusammenhang mit dem Alter und dem Verlust der Dentition noch nicht hinreichend beleuchtet.

Durch die Entwicklung der Mikro-Computertomographie (μ CT) bietet sich die Möglichkeit, sich der Problematik vom trabekulären Bereich her zu nähern. Der traditionellen Anatomie

Einleitung

folgend wird versucht, aus der inneren trabekulären Struktur des Kondylus Rückschlüsse auf die stattgefundene Belastung und damit auch auf die Funktion zu ziehen. Dabei macht man sich die Anpassungsfähigkeit des trabekulären Knochens zunutze.

Die vorliegende Arbeit möchte aus morphologischer Sicht einen Beitrag zum Verständnis der Belastung und der Funktion des Kondylus leisten.

2 Literaturübersicht

2.1 Anatomie des Kiefergelenks

2.1.1 Übersicht

Das Kiefergelenk wird als *Articulatio temporomandibularis* bezeichnet. Die knöchernen Anteile werden durch die *Fossa mandibularis* und das *Tuberculum articulare* des *Os temporale* und das *Caput mandibulae* des *Os mandibulare* gebildet. Zwischen den genannten Gelenkanteilen liegt eine Gelenkzwischenscheibe, der *Discus articularis*. Ein *Discus articularis* kommt im menschlichen Körper sonst nur noch im Sternoklavikulargelenk und – unvollständig- im proximalen Handgelenk vor (Tillmann und Töndury, 1987). Der *Discus articularis* dient dazu, die Inkongruenz zwischen dem sich bewegenden Kondylus und der unbeweglichen *Fossa mandibularis* in jeder Phase der Bewegung kontinuierlich auszugleichen und den Kontakt zwischen dem Kondylus und der *Fossa* zu sichern. Durch ihn wird das Gelenk in zwei vollständig getrennte Anteile, nämlich den diskotemporalen und den diskomandibulären Anteil, unterteilt.

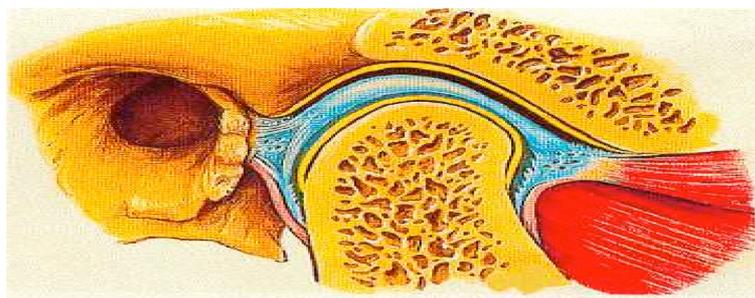


Abb. 2.1: Darstellung der Anteile des Kiefergelenks

(www.dental-netz.de/links/links01900.html)

Während im diskomandibulären Anteil die Rotation des Kondylus gegenüber dem Diskus stattfindet, herrscht im diskotemporalen Anteil eine translatorische Bewegung zwischen dem

Literaturübersicht

Kondylus-Diskus-Komplex und dem Tuberculum articulare vor. Diesen zwei Bewegungsarten

zufolge kann das Kiefergelenk als ein Doppelgelenk angesehen werden.

Ein grundsätzlicher Unterschied zu anderen Gelenken des menschlichen Körpers liegt auch im knorpeligen Überzug der Gelenkfläche, der im Fall des Kiefergelenks nicht aus hyalinem Knorpel, sondern aus avaskulärem Faserknorpel besteht.

Die artikulären Strukturen am Os temporale und an der Mandibula sind nach Benner (1993) ein Musterbeispiel für die gegenseitige Beeinflussung von Form und Funktion knöcherner Partner, denn die Gestalt der beiden Gelenkanteile hängt stark von der Entwicklung des Gebisses und seines Zustandes ab. Dies kann man an der Entwicklung der Gelenkkomponenten verfolgen. Erst nach dem Durchbruch der bleibenden Zähne erreicht das Kiefergelenk seine endgültige charakteristische Form. Mit Verlust der Dentition und den damit verbundenen Veränderungen des Corpus mandibulae kommt es dann auch zu Formveränderungen im Kiefergelenk (Abb. 2.2). Es kommt zu einer Abnahme der Höhe des Caput mandibulae. Auch die Höhe des Proc. coronoideus verringert sich. Da diese Höhenabnahme allerdings geringer ist, erscheint der Proc. coronoideus im Gegensatz zum Caput mandibulae zu elongieren.



Abb. 2.2: Bezahnte Mandibel mit walzenförmigen Kondylen (links); daneben zahnlose Mandibel mit abgeflachten Kieferkämme und formverändertem Ramus mandibulae, Proc. coronoideus und Caput mandibulae (aus Sobotta 2005)

2.1.2 Kondylen

Der konvexe Kondylus ist ein walzenförmiger Körper, der in transversaler Richtung in zwei sich verjüngenden Polen endet. Dabei ist der mediale Pol weiter posterior positioniert als der laterale.

Die gesamte superiore Oberfläche des Kondylus bildet dessen funktionellen Teil (Ide et al., 1991). Im Bewegungsablauf treten der superiore und der anteriore Anteil des Kondylus mit der Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare in Kontakt. Dieser Bereich des Kondylus ist sowohl sagittal als auch transversal leicht konvex ausgebildet, wobei in transversaler Richtung manchmal auch glatte Flächen zu beobachten sind (Renner, 1989).

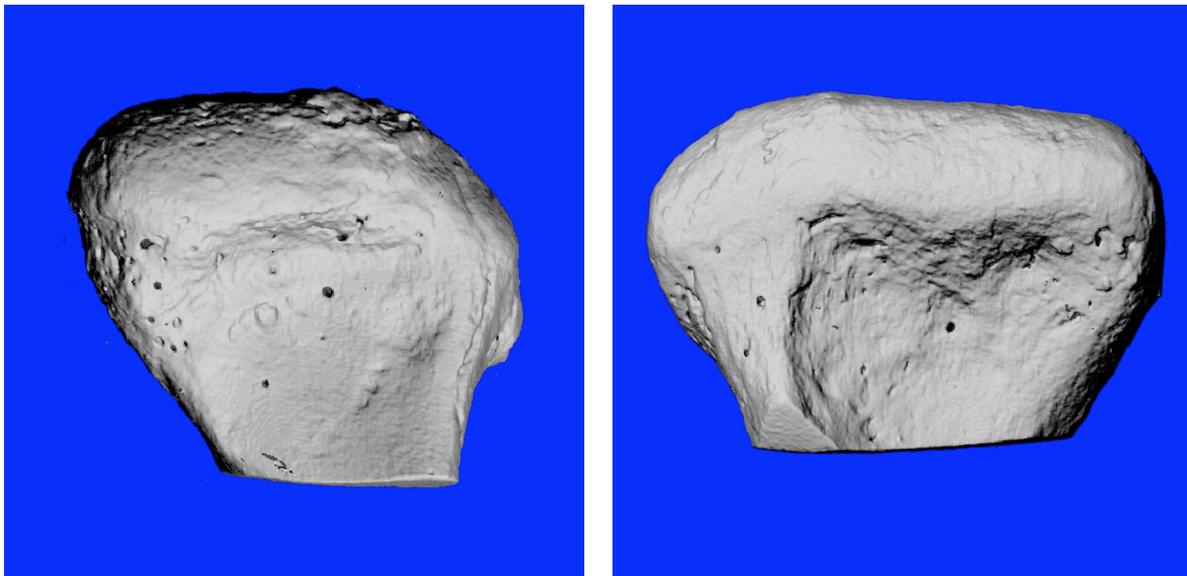


Abb. 2.3: Frontalansicht zweier Kondylen mit unterschiedlicher Gelenkoberfläche. Von rechts nach links: Kondylus mit deutlicher Konvexität in transversaler Richtung und daneben Kondylus mit Abflachung in transversaler Richtung

Die Konvexität des Kondylus nimmt mit dem Verlust der Zähne ab (Ide et al., 1991). Der Kondylus besitzt in sagittaler Richtung einen Gipfel, der normalerweise im posterioren Anteil des Kondylus bei zahnlosen Mandibeln auftritt, während er bei bezahnten Mandibeln im anterioren oder zentralen Teil des Kondylus zu finden ist. Außerdem nimmt die vertikale Höhe des Caput mandibulae mit dem Verlust der Zähne ab. In manchen Fällen ist diese Abnahme so stark ausgeprägt, dass der gesamte Kondylus verschwindet. Diese

Literaturübersicht

Veränderungen können eine Folge von resorptiven Prozessen an der artikulierenden Oberfläche sein. Resorptionen treten am häufigsten im lateralen Anteil des Kondylus auf. Der mediale Anteil ist weniger oft betroffen (Ide et al., 1991).

Der Kondylus zeigt eine höhere Remodellierungsaktivität als die Fossa oder die Eminentia und weist deshalb auch mehr Veränderungen in der knöchernen Morphologie auf (Ide et al., 1991).

Da der Unterkiefer über zwei Kiefergelenke mit dem Schädel in Verbindung steht, müssen diese zwangsläufig als funktionelle Einheit reagieren. Die Kondylen müssen aber gleichzeitig auch in der Lage sein, asymmetrische Bewegungen durchzuführen und asymmetrischen Belastungen zu widerstehen. Koppe und Schumacher (1993) konnten in ihrer Untersuchung feststellen, dass die menschlichen Kiefergelenke keine symmetrischen Strukturen sind. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Stark (1937) überein. In Abhängigkeit von der Belastung stellte er am mehr belasteten menschlichen Caput mandibulae breite, eiförmige bis elliptische Figuren mit gleichmäßiger Wölbung fest. Die Schwingungsseite zeigte hingegen bei unterschiedlichen Belastungen eher eine dachförmige Gestalt. Koppe und Schumacher (1993) bewerteten dagegen die festgestellten Abweichungen als Mikroasymmetrien und konnten keine ausgeprägte Bevorzugung einer Seite feststellen.

Mongini (1975) konnte nach einer Untersuchung an Schädeln mit vollständigen Zahnreihen eine Beziehung zwischen Abrasionsmuster und -ausmaß und der Form der Kondylen durch Knochennachmodellierung feststellen. Dabei stellten sich abgeflachte und verbreiterte Kondylen als typisch für Zahnbögen mit flachen okklusalen Oberflächen, die durch schwere Abrasionen verursacht worden waren, heraus. Bei gleichmäßigen Arbeits- und Balanceabrasionen und einem daher mörserähnlichen okklusalen Relief zeigten die Kondylen einen mesialen und lateralen Abhang, abgeschrägt und symmetrisch.

Auch die Lagebeziehung zur Fossa ergab eine signifikante Auswirkung auf die Kondylenform. Eine rundliche Form konnte bei einer nahezu zentralen Lage in der Fossa festgestellt werden. Eine Abflachung des anterioren Walls überwog in den Fällen einer Vorverlagerung des Kondylus und eine posteriore Abflachung oder Eindellung in den Fällen einer Rückverlagerung.

Als hauptverantwortlicher Faktor für die Kondylenformen, die durch Nachmodellierung hervorgerufen werden, wird von Mongini und Schmid (1989) die Okklusion angesehen.

Literaturübersicht

Belastungsänderungen mit möglicher Zunahme der Druckkräfte können durch Lageänderungen entstehen. Den Autoren zufolge kann eine regressive Nachmodellierung, die als funktionelle Anpassung an die neue okklusale Situation gewertet werden kann, in bestimmten Zonen die Folge sein.

Grundsätzlich ist das Caput mandibulae, wie andere Knochen auch, aus den zwei Haupttypen von Knochengewebe, dem trabekulären und dem kortikalen, zusammengesetzt. Der trabekuläre Knochen besteht aus einem Netzwerk einzelner Trabekel, weshalb er auch als schwammartig, spongiös, bezeichnet wird. Er füllt Knochen aus, während die Substantia compacta dieses Netzwerk schalenförmig umgibt.

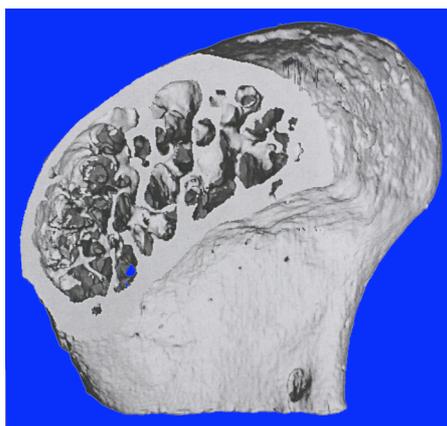


Abb. 2.4: Anschnitt eines Kondylus mit Darstellung der Substantia compacta und der Substantia spongiosa

Eine Zone, die bis jetzt eher weniger Beachtung gefunden hat, ist die subchondrale Knochenplatte. Diese besteht aus einer dünnen Knochenschicht, die von kalzifiziertem Knorpelgewebe bedeckt ist und von trabekulärem Gewebe unterstützt wird. Die subchondrale Platte spielt deshalb eine wichtige Rolle, weil Druck- und Zugbelastungen in dieser Schicht mehr oder weniger direkt vom Belastungsmuster und der Druckverteilung der Gelenkoberfläche abhängen (Eckstein et al., 1997). Nicht zuletzt aus diesem Grund soll in der vorliegenden Untersuchung die direkt unter der Gelenkoberfläche liegende trabekuläre Struktur genauer betrachtet werden.

2.2 Funktion des Kiefergelenks

2.2.1 Bewegungsmuster des Kiefergelenks

Die Bewegung des Kiefergelenks ist eine Kombination aus Rotation und Translation entlang der sattelförmigen Oberfläche des Tuberculum articulare. Auf Grund dieses Musters wird sie auch als s-förmig beschrieben.

Die zyklischen Kaumuster, zu denen der Mensch befähigt ist, setzen asymmetrisch arbeitende Kiefergelenke voraus, z. B. die lateroprotrusiven Bewegungen, welche nur durch eine Kombination von Dreh- und Gleitbewegungen und Translation möglich sind (Renner, 1989).

Um ein asymmetrisches Bewegungsmuster zu erlauben und den notwendigen Spielraum für diese Bewegung zu gewährleisten, dürfen die Gelenkflächen nicht vollständig formkongruent sein.

In dieser Wechselbeziehung spielen weitere Faktoren, wie die Muskulatur des orofazialen Systems sowie die Stellung und Form der Zähne eine nicht vernachlässigbare Rolle. Für Schumacher (1993) stehen die Kiefergelenke im Zentrum des orofazialen Systems.

2.2.2 Knöchernen Strukturen und ihre Belastung

In dieser Arbeit soll mit Hilfe der dreidimensionalen Strukturparameter und durch dreidimensionale Darstellung der subartikulären trabekulären Architektur auf das der Trabekelanordnung zu Grunde liegende Belastungsmuster und die mechanischen Eigenschaften des Knochens geschlossen werden. Grundsätzlich wird angenommen, dass die kortikale Schale der meisten spongiösen Knochenregionen nicht wesentlich zur Steifigkeit und Widerstandsfähigkeit der Struktur beiträgt (Odgaard et al., 1997). Deshalb gilt das Interesse mehr den mechanischen Eigenschaften der epi- und metaphysealen Regionen. Auch in dieser Arbeit stehen die subartikuläre Struktur und deren Architektur im Vordergrund. Da

Literaturübersicht

Knochen ein ständig sich veränderndes und anpassungsfähiges Gewebe ist, wird angenommen, dass man aus vorhandenen knöchernen Anordnungen einen Rückschluss auf stattgefundene Belastungen ziehen kann.

Dabei werden Arbeiten aus der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts, und zwar die von Meyer (1867) und Wolff (1870, 1892) als Grundlagen herangezogen. Schon damals wurde von den genannten Autoren beobachtet, dass spongiöser Knochen eine „wellmotivated architecture, which is closely related to its statics and mechanics“ ist. Es wurde angenommen, dass sich die Trabekel entlang so genannter Druck- und Zugtrajektorien ausrichten. Diese stellen Orientierungsrichtungen dar, in denen nur reine Druckbelastungen oder reine Zugbelastungen wirken. Das Theorem (Wolff's law) trifft die wichtige Aussage, dass die Architektur des spongiösen Knochens seine mechanischen Eigenschaften bestimmt (Odgaard, 1997). Anstatt mechanische Tests durchzuführen, könnte man, das Wolff'sche Gesetz nutzend, die trabekuläre Architektur und ihre Veränderungen untersuchen und dadurch auf die mechanischen Eigenschaften schließen. Dies soll in der vorliegenden Arbeit umgesetzt werden. Die Grundvoraussetzung dafür ist allerdings, dass die Architekturparameter mit den mechanischen Eigenschaften zusammenhängen (Odgaard, 1997).

Mit Hilfe von Knochendichtemessungen kann für einzelne Bereiche eine gute Aussage sowohl über die elastischen Eigenschaften als auch über die Knochenhärte getroffen werden (Hvid und Hansen, 1985; Rice et al., 1988).

Nur die Knochendichte allein zu bestimmen, reicht für Annahmen über die Belastungssituation des Knochens nicht aus.

Die Ergebnisse einer Arbeit von Ulrich et al. (1999) zeigen, dass die Bestimmung der mechanischen Eigenschaften von Knochen oder zum Beispiel die Diagnose der Osteoporose entscheidend verbessert werden können, wenn die Bestimmung der Knochendichte durch Parameter der Architektur ergänzt wird, die aus den dreidimensionalen Datensätzen der Mikro-Computertomographie gewonnenen wurden.

Durch die Kombination aus Knochendichtemessung und Architektur-Parametern kann nämlich die Gesamtfestigkeit des trabekulären Knochens mit 94%iger Sicherheit erklärt werden, während mit der Knochendichtemessung allein nur 64% erreicht werden (Hildebrand et al., 1999). Die Information über alle drei Dimensionen einer Struktur ist daher eine wichtige Ergänzung. Die Wertigkeit mancher Parameter wird kontrovers betrachtet. Während

Literaturübersicht

Ashby (1983) und Gibson (1985, 1988) die Anzahl der Trabekel als unwichtig für die Feststellung der mechanischen Eigenschaften erachteten, geht Odgaard (1997) davon aus, dass 90% der Varianz der mechanischen Eigenschaften allein durch die Knochendichte und den Anisotropiegrad erklärt werden können.

Carter und Hayes (1997), Hodgkinson und Curry (1992) und Rice et al. (1988) konnten zeigen, dass die Knochendichte ein guter Indikator für die Einschätzung der Festigkeit und der Widerstandsfähigkeit von spongiösen Knochenproben ist. Aussagen über die mechanischen Eigenschaften des Knochens wären aber exakter, wenn neben der Knochendichte auch diese strukturellen Parameter einbezogen würden, denn die Bruchfestigkeit ist nicht allein von der Masse der verwendeten Knochenprobe abhängig, sondern auch von der Ausrichtung der feinen Verstrebungen, dem Trabekelnetzwerk.

Die Analyse der Mikroarchitektur des Knochens und die Bestimmung struktureller Parameter wurden durch die Einführung der Mikro-Computertomographie erheblich verbessert.

Betrachtet man histologische Schnittbilder oder dreidimensionale Rekonstruktionen der Knochenstruktur des Kondylus, so erscheint die Trabekelstruktur gegen die artikulierende Knochenoberfläche hin ausgerichtet zu sein. Dies lässt eine gewisse Belastung vermuten, die den Knochen dazu bringt, sich geordnet zu orientieren.

Teng und Herring (1995) versuchten mittels des Fabric-Tensor-Prinzips Klarheit in die Belastungssituation des Kiefergelenks zu bringen. In anderen Untersuchungen kamen mathematische und computergestützte Modelle (Korioth und Hannam, 1990; Osborn und Baragar, 1992), Finite-Elemente-Analysen (Korioth et al., 1992), fotoelastische Analysen (Caputo und Standlee, 1987; Alexandrinis et al., 1991), In-vivo-Zugmessgeräte (Hylander, 1979; Hylander und Bays, 1979) und piezoelektrische foil-transducer in vivo zur Anwendung. Die In-vivo-Techniken wurden von Teng und Herring (1995) als zu ungenau bezeichnet, während die Modelle sich auf zu viele, nicht verifizierte Annahmen stützten. Eine quantitative Aussage über die Druckverteilung im Kiefergelenk erscheint damit nicht möglich.

Giesen et al. (2001) führten Kompressionstests an menschlichen Kondylen durch und kamen dabei zu dem Ergebnis, dass die mechanischen Eigenschaften des trabekulären Knochens hochgradig anisotrop seien. Bei axialer Belastung erwies sich der Knochen als 3,4-mal steifer

Literaturübersicht

und 2,8-mal stärker als bei transversaler Belastung. Die höchste Biegebeanspruchung konnte senkrecht zu den plattenförmigen Trabekeln festgestellt werden. Das bedeutet, dass der Knochen in transversaler Richtung über eine größere Distanz verformt werden kann, bevor er bricht. Diese Richtungsabhängigkeit des Ultimate-Strain konnte auch von Zysset und Curnier (1996) nachgewiesen werden.

Auf Grund der plattenförmigen Trabekel, des hohen Knochenvolumens und des geringen Anisotropiegrades in den superioren Regionen des Kondylus kamen Giesen und van Eijden (2000) zu dem Schluss, dass der Kondylus dafür geschaffen sei, Belastungen aus unterschiedlichsten Richtungen senkrecht zur Kondylenachse zu widerstehen. Sie stellten außerdem fest, dass die Trabekel zum Collum hin ausgerichtet sind und folgerten daraus eine Druckbelastung in dieser Richtung.

Eine vorwiegende Druckbelastung im Kondylus wurde auch von Chen et al. (1998) postuliert. In ihrer Arbeit stellten die Autoren fest, dass der Druck in der Kortikalis relativ gleichmäßig verteilt und die Druckbelastung in der Spongiosa gering waren, was auf die schützende Funktion der kortikalen Schale zurückgeführt wurde.

2.2.3 Strukturelle Veränderungen des Kiefergelenks

Morphologische und histologische Veränderungen der Strukturen des menschlichen Kiefergelenks werden relativ häufig beobachtet. Es wurde festgestellt, dass strukturelle Veränderungen hauptsächlich auf ein internes Derangement (Roberts et al., 1987; Hansson et al., 1977), auf Malokklusion (Ishimaru et al., 1994) oder auf den Verlust der Okklusion (Cimasoni, 1963) zurückzuführen sind. Diese Veränderungen können entweder direkt durch Alterungsprozesse oder indirekt durch eine gestörte Funktion hervorgerufen werden (Richards und Brown, 1981; Westesson et al., 1985; Sloopweg und de Wilde, 1985; Mongini, 1977). Das Verständnis der kondylären Veränderungen mit zunehmendem Alter kann als Schlüssel für die Erklärung der normalen Funktion als auch der Dysfunktion des Kiefergelenks angesehen werden (Ishibashi et al., 1995).

Nach Moffett et al. (1964) und Blackwood (1966) behalten die einzelnen Komponenten der

Literaturübersicht

Kiefergelenke auch nach Abschluss des Wachstums die Fähigkeit zum Remodelling bei und hören mit diesem Zeitpunkt auch nicht auf, ihre Struktur und Morphologie ständig zu verändern. Diese remodellierenden Prozesse werden durch funktionelle Veränderungen im Gelenk ausgelöst und helfen, die Gelenkfunktion zu bewahren. Strukturelle Veränderungen werden aber meist nur im Zusammenhang mit Kiefergelenksdysfunktionen beschrieben. Auch das Remodelling wird meist in engem Zusammenhang mit pathologischen Prozessen mit osteoarthrotischen Degenerationen gesehen. Mit den morphologischen Veränderungen des menschlichen Kiefergelenks im Zusammenhang mit Osteoarthritis haben sich einige Untersuchungen beschäftigt (Blackwood, 1963; Westesson und Rohlin, 1984; de Bont et al., 1985). Die Veränderungen in Folge von Alterungsprozessen oder Verlust der Okklusion scheinen noch nicht hinreichend beleuchtet zu sein. Hauptsächlich wurde versucht, diesen Zusammenhang mit Hilfe von Tierexperimenten zu klären (Ishimaru et al., 1994; Dreessen und Halata, 1990; Furstman, 1965).

Ishibashi et al. (1995) setzten sich in ihrer Untersuchung mit den altersabhängigen Veränderungen im Kiefergelenk bei japanischen Frauen auseinander. Sie konnten feststellen, dass an den Kondylen mit zunehmendem Alter die Degenerationen der knöchernen Gelenkoberfläche weiter ausgedehnt und schwerer erschienen. Außerdem veränderte sich die Gestalt des Kondylus hin zu einer eher polygonalen oder abgeflachten Form. Nach dem 70sten Lebensjahr konnten sogar regelmäßig schwere erosive Läsionen der Gelenkoberfläche beobachtet werden.

Neben dem Alter spielt die lokale Umgebung eine kritische Rolle bei der Entwicklung von osteoarthrotischen Veränderungen im Gelenk. Die mechanische Überbelastung des Kiefergelenks ist wahrscheinlich ein sehr wichtiger Faktor. Die direkte Messung der intraartikulären Kräfte im menschlichen Kiefergelenk ist aber nicht möglich. Der Verlust der okklusalen Kontakte, vor allem in der Molarenregion, wird dafür verantwortlich gemacht, dass sich die Belastung der Gewebe des Gelenks erhöht und somit das Remodelling im Gelenk stimuliert wird (Hansson et al., 1977).

2.3 Pathologie und klinische Relevanz

2.3.1 Pathologische Prozesse

Die Arthrose des Kiefergelenks ist das letzte Stadium, die destruktive Phase in der Reihenfolge von Reaktionen des Gewebes auf funktionelle Überbelastung. Das durchschnittliche Alter der Patienten mit beginnenden arthrotischen Veränderungen im Kiefergelenk liegt zwischen 25 und 35 Jahren. Der Beginn liegt also fast eine Dekade vor dem anderer Gelenke (Heloe und Heloe, 1975; Solberg et al., 1979; Nilner, 1981; Seligman und Pullinger, 1996; Felson et al., 1997; Vingard et al., 1997; Murakami et al., 1998).

Bei den jüngeren Altersgruppen handelt es sich meistens um Abweichungen der Form der Gelenkanteile, die aber als Vorstadium von Arthrose betrachtet werden sollten (Hansson et al., 1990). Eine länger auf die Gelenkstruktur einwirkende Druckbelastung kann den Austausch der Synovialflüssigkeit behindern. Zunächst entstehen mikroskopische Degenerationen an den Gelenkflächen, die sich in Form von Aufrauungen darstellen. Solange die Degenerationen mikroskopisch sind, sind sie sowohl morphologisch als auch funktionell voll reversibel. Nach der Manifestation einer makroskopischen Degeneration ist eine Restitutio ad integrum morphologisch nicht mehr möglich. Trotzdem stellen Schmerzen bei funktioneller Belastung keine automatische Konsequenz dar (Dawson, 1996). Adaptive Veränderungen im Gelenkbereich können auch bei deformierten Gelenken eine maximale funktionelle Belastung ohne Anzeichen jeglichen Diskomforts ermöglichen.

Die makroskopischen Läsionen der Gelenkoberfläche und ebenso die Diskusperforationen werden vorwiegend im lateralen Anteil des Gelenks gefunden (Stratmann et al., 1996). Dies wird durch die Ergebnisse von Randzio et al. (1989) bestätigt. Der mediale Anteil ist seltener betroffen (Ewers und Riede, 1980; Hansson et al., 1990).

Die Veränderungen an den Geweben der Kiefergelenke erklären Autoren, wie Kieffer (1908), Häuptl (1930), Bauer (1932), Stark (1937) und Steinhardt (1978) durch mechanische Störkräfte. Diese mechanischen Kraftvektoren entstehen in der Folge von Fehlstellungen der Kiefergelenke durch fehlerhafte Okklusion, zum Beispiel durch Verlust der Stützzone oder durch die Wanderung paradontal geschädigter Zähne. Auch okklusale Abweichungen, wie ein

Literaturübersicht

Kreuzbiss, ein tiefer vertikaler Überbiss oder eine deutlich vergrößerte horizontale Frontzahn-Stufe werden mit morphologischen Veränderungen im Kiefergelenk in Zusammenhang gebracht (Hansson et al., 1990).

Bemerkenswert ist, dass auch schwere Knochendestruktionen in diesem Gelenk einen stillen Verlauf nehmen können (Larheim et al., 1988).

2.3.2 Klinische Relevanz

Aus der Sicht der Zahnmedizin ist die Umbaufähigkeit des Kondylus auch nach abgeschlossenem Wachstum wichtig. Sehr deutlich wird die Problematik im Rahmen orthognath chirurgischer Eingriffe, bei denen eine Verlagerung des Unterkiefers durchgeführt wird. Eine genaue Wiedereinstellung des Kondylus kann dabei nicht garantiert werden und so setzt man ein gewisses Anpassungsvermögen der Gelenkstrukturen an die veränderte Gelenkposition voraus. Die meisten orthognath chirurgischen Kieferoperationen haben keine Kiefergelenksdysfunktionen zur Folge.

Auf dem Gebiet der Kieferorthopädie setzt man beispielsweise Apparaturen ein, die den Unterkiefer nach anterior einstellen sollen. Voraussetzung dafür, dass die dental erreichte Position stabil bleibt, sind Umbauprozesse im Kiefergelenkbereich. Es konnten allerdings auch Fälle beobachtet werden, bei denen eine komplette Resorption des Kondylus stattfand. Die Frage stellt sich nun, inwieweit die Strukturen des Kiefergelenks wirklich anpassungsfähig sind.

3 Zielsetzung und Fragestellung

3.1 Zielsetzung

Diese Untersuchung soll sich unter Verwendung des μ CT mit dem dreidimensionalen Aufbau und der Anordnung der gesamten subartikulären trabekulären Struktur des Caput mandibulae befassen.

Da die Kauleistung mit dem Alter und dem Verlust der Zähne abnimmt (Boretti et al., 1995), unterstellen wir, dass sich auch die auf das Caput mandibulae einwirkenden Kräfte verändern, verringern. Das Knochengewebe reagiert auf Veränderungen der mechanischen Beanspruchung. Es passt sich neuen Beanspruchungssituationen an, um mit möglichst wenig Material den wirkenden Kräften optimal widerstehen zu können. Ob sich bei Änderung der Belastungsverhältnisse auch die Morphologie der Spongiosa des Caput mandibulae anpasst, soll festgestellt werden.

Unter der Annahme, dass die Kräfte vor allem im zentralen Bereich des Caput mandibulae senkrecht zur Oberfläche wirken, unterstellen wir aber, dass auch beim alten Menschen die Trabekel senkrecht zur Oberfläche hin eingestellt sein sollten. Dies folgt der Überlegung, dass die Belastung zwar abnimmt, aber nicht komplett verschwindet. Diese Hypothese soll an Hand der nach dem Zahnstatus ausgewählten Präparate geprüft werden.

Weiters gehen wir davon aus, dass die trabekuläre Struktur dem Wolff'schen Gesetz entsprechend ausgerichtet ist. Demnach müssten auch im Fall des Caput mandibulae die Trabekel, den Drucktrajektorien folgend, optimiert ausgerichtet sein, um einen materialgerechten Kraftfluss zu gewährleisten. Die Anordnung der Trabekel sollte durch die auf sie einwirkenden Kräfte geprägt sein. Die Frage stellt sich, ob man aus der Anordnung der Trabekel auf die einwirkenden Kräfte Rückschlüsse ziehen kann bzw. ob sich die angenommenen Kräfte in der Anordnung der Trabekel widerspiegeln.

3.2 Fragestellung

Nach Sichtung der Literatur ergeben sich folgende Fragen:

Wie ist die trabekuläre Struktur des Kondylus beschaffen (Strukturparameter)?

Gibt es Unterschiede in der Trabekelstruktur zwischen bezahnten und zahnlosen Präparaten und in welchen Parametern sind sie zu finden?

Wie gestaltet sich die Orientierung der Trabekel in der Frontalansicht? Sind sie senkrecht zur artikulierenden Oberfläche ausgerichtet?

4 Material und Methode

4.1 Material

Von insgesamt 21 Leichen aus dem anatomischen Präparierkurs wurde jeweils das rechte und das linke Caput mandibulae entnommen. Bei den Leichen handelte es sich um formalinfixiertes Material, das nach einem standardisierten Verfahren direkt nach der Übergabe an die Anatomische Anstalt unverzüglich durch intraarterielle Formalinapplikation konserviert worden war.

Das Alter der Leichen lag zwischen 55 und 94 Jahren, wobei das mittlere Alter 80,6 Jahre betrug. Das Durchschnittsalter der zahnlosen Gruppe war mit 81,4 Jahren höher als das der bezahnten Gruppe mit 76,7 Jahren. Zur Verfügung standen 11 Präparate von Frauen und 10 Präparate von Männern. Allerdings waren diese nicht gleichmäßig über beide Gruppen verteilt (Tabelle 4.1).

Die Präparate wurden auf Grund ihres Zahnstatus ausgewählt und diesem zufolge in die Gruppe der bezahnten und in die Gruppe der zahnlosen Gebisse eingeteilt. Wie lange die Zahnlosigkeit schon bestanden hatte und ob Versorgungen, wie Totalprothesen, getragen worden waren, war unbekannt. In die Gruppe der Bezahnten wurden nur Präparate aufgenommen, bei denen in allen vier Stützzonen antagonistischer Kontakt herrschte. Es musste also sowohl im Molarenbereich als auch im Prämolarenbereich Zahnkontakt zwischen Oberkiefer und Unterkiefer vorhanden sein. Die durchschnittliche Zahnanzahl in der bezahnten Gruppe betrug 21,4 Zähne bei 9,8 Zähnen im Oberkiefer und 11,6 im Unterkiefer. In der Gruppe der Unbezahnten wiesen 6 Kieferköpfchen (Präparatnummer 23, 63 und 72), in der Gruppe der Bezahnten 2 Kieferköpfchen (Präparatnummer 54) arthrotische Veränderungen auf. Alle arthrotischen Präparate stammten von Frauen.

Nach Freilegung des Kiefergelenks wurden die zu untersuchenden Kieferköpfchen mittels einer Knochensäge senkrecht zur Gelenkfläche und in einem Abstand von 16mm zu dieser abgesetzt. Während der Untersuchung erfolgte die Lagerung der Präparate in gepufferter Formalinlösung.

Material und Methode

Präparatnummer	Gebisszustand	Arthrose	Geschlecht	Alter	Größe	Gewicht
02	zahnlos		m	92 Jahre	169 cm	79 kg
03	zahnlos		w	89 Jahre	144 cm	49 kg
05	zahnlos		m	78 Jahre	172 cm	75 kg
23	zahnlos	arthrotisch	w	84 Jahre	159 cm	65 kg
32	zahnlos		m	91 Jahre	168 cm	70 kg
39	zahnlos		m	77 Jahre	183 cm	46 kg
42	zahnlos		m	55 Jahre	180 cm	76 kg
63	zahnlos	arthrotisch	w	98 Jahre	148 cm	43 kg
72	zahnlos	arthrotisch	w	85 Jahre	165 cm	52 kg
126	zahnlos		w	88 Jahre	134 cm	34 kg
40	bezahnt		m	65 Jahre	181 cm	70 kg
54	bezahnt	arthrotisch	w	68 Jahre	183 cm	82 kg
71	bezahnt		m	74 Jahre	165 cm	39 kg
93	bezahnt		m	64 Jahre	177 cm	71 kg
94	bezahnt		w	63 Jahre	165 cm	42 kg
99	bezahnt		m	94 Jahre	145 cm	64 kg
101	bezahnt		m	71 Jahre	162 cm	56 kg
112	bezahnt		w	91 Jahre	163 cm	50 kg
113	bezahnt		w	80 Jahre	163 cm	53 kg
117	bezahnt		w	84 Jahre	156 cm	49 kg
134	bezahnt		w	81 Jahre	160 cm	59 kg

Tab. 4.1: Präparateigenschaften (m für männlich, w für weiblich)

4.2 Methode

4.2.1 Mikro-Computertomographie (μ CT)

4.2.1.1 Mikro-Computertomographie (μ CT) im Vergleich zur klinischen Computertomographie (CT)

Der offensichtlichste Unterschied zwischen dem Standard-Computertomographen (CT) und dem Mikro-Computertomographen (μ CT) liegt in der Größe der Apparatur und in der Größe der zu untersuchenden Proben. Mit dem CT sind Ganzkörper-Aufnahmen möglich, dementsprechend groß ist auch das Gehäuse. Der Objektdurchmesser kann 5-50cm betragen. Beim μ CT ist die Probendimension auf maximal 5cm beschränkt. Während Detektor und Röhre im Fall des CT rotieren, rotiert beim μ CT das Objekt.

Der für unsere Untersuchung entscheidende Unterschied liegt in der Ortsauflösung. Mit dem CT sind Ortsauflösungen im Bereich von 360-400 μ m möglich. Mit dem μ CT können dagegen wesentlich höhere Auflösungen von 1-50 μ m erreicht werden. Dies wird durch Kegelstrahlgeometrie und den Einsatz von Synchrotron-Strahlung erreicht. Diese Strahlung bietet ein kontinuierliches Spektrum, aus dem ein monochromatischer Strahl herausgefiltert wird, dessen Intensität die konventioneller Röntgenröhren um ein Vielfaches übertrifft. Ein weiterer Unterschied liegt in der Messzeit, die beim μ CT trotz der kleinen Probengrößen im Vergleich zum CT um ein Vielfaches länger ist.

4.2.1.2 Entwicklung der Mikro-Computertomographie

Der Pionier auf dem Gebiet der Mikro-Computertomographie war Feldkamp. Schon 1989 führte er mit dem von ihm entwickelten Gerät, das eine isotrope Ortsauflösung von 70 μ m aufwies, Untersuchungen des trabekulären Knochens von Beckenkammbiopsien durch. Das Gerät arbeitete mit einer Feinfokusröhre mit 60kV Beschleunigungsspannung. Diese konnte

Material und Methode

einen Kegelstrahl mit einer Fokusgröße von $5\mu\text{m}$ erzeugen. Durch die Weiterentwicklung der Technik stehen heute Geräte (Scanco, Startec, Skyscan) zur Verfügung, die durch Anwendung von Synchrotron-Strahlung Auflösungen bis zu $1\mu\text{m}$ erzeugen können.

Als Messapparatur kam bei dieser Arbeit das μCT Scanco 20 Bassersdorf zur Anwendung.



Abb. 4.1: Mikro-Computertomograph Scanco 20 (www.scanco.ch)

Im Wesentlichen entspricht dieses Gerät dem von Rüeegg et al. (1996) entwickelten. Mit der Entwicklung dieses Geräts fand die Mikro-Computertomographie zunehmend weltweite Verbreitung. Ursprünglich zur Feststellung von Mikroschäden in keramischen Materialien entwickelt, findet das μCT heute nicht nur in der Materialkunde zur Darstellung kleinster Fehler und Risse sowie Dichtefluktuationen in der Werkstoff- und Bauteilentwicklung Anwendung. Der medizinische Bereich wurde von der Einführung dieser Untersuchungsmethode geprägt und die Osteoporoseforschung neu angekurbelt. Außerdem wird das μCT in der Lawinenforschung zur Untersuchung der Struktur des Schnees eingesetzt.

Durch die Weiterentwicklung des ersten Geräts gelang es Scanco bei Anwendung der Kegelstrahlgeometrie die Messzeiten deutlich zu verkürzen und die Probendimensionen zu vergrößern (www.scanco.ch). Bei der neuesten Entwicklung können sogar an kleinen Labortieren Messungen in vivo durchgeführt werden.

4.2.1.3 Histomorphometrie versus Mikro-Computertomographie

Das Standardverfahren zur Untersuchung der strukturellen Eigenschaften des spongiösen Knochens basiert auf zweidimensionalen Schnittbildern von Knochenbiopsien. Die aus zweidimensionalen Schnittuntersuchungen gewonnenen Parameter werden mit den von der

Material und Methode

Knochendichte abgeleiteten mechanischen Eigenschaften in Beziehung gesetzt. Die histomorphometrische Untersuchung von Dünnschnittpräparaten ist eine schon lange Zeit angewandte Methode und gilt als der „Gold-Standard“ in der Untersuchung von trabekulären Knochenproben.

Der wichtigste Vorteil der μ CT besteht gegenüber der histologischen Aufbereitung der Präparate darin, dass der trabekuläre Knochen in allen drei Dimensionen dargestellt werden kann und dass die Präparate nicht zerstört werden müssen. Dies ist besonders dann von Vorteil, wenn mechanische Testverfahren oder analytische, wie z.B. chemische Untersuchungen der Proben, vorgesehen sind. Auch entfällt damit das aufwendige Einbetten und Vorbereiten der Präparate.

Durch die dreidimensionale Darstellung im μ CT kann man auch einige Probleme der Histomorphometrie umgehen. Bei dieser Untersuchungsmethode gibt es einige Einschränkungen. Sie liegen vor allem darin begründet, dass sich die Struktur des Knochens im Remodelling-Prozess ständig verändert. So kann etwa bei histomorphometrischen Untersuchungen nicht hinreichend auf Veränderungen eingegangen werden, die sich aus dem Altersgang ableiten. Mit zunehmendem Alter geht die Knochenstruktur aus der plattenförmigen gänzlich in eine stäbchenförmige Struktur über (Amstutz und Sissons, 1969). Dieser Umstand muss hinsichtlich der Verwendung des Plattenmodells (Parfitt et al., 1983) bei der Auswertung berücksichtigt werden.

Auch wenn man bei manchen Proben von einer vorwiegend plattenförmigen Struktur ausgehen kann, so ist die Annahme, alle Schichten würden parallel verlaufen, doch nicht haltbar. So konnte z.B. Whitehouse bereits 1974 nachweisen, dass die indirekte Bestimmung der Trabekeldicke eigentlich keine ausreichende Aussagekraft besitzt, da auch innerhalb einer Probe großen Variationen vorliegen.

Schließlich können Plattenperforationen in den zweidimensionalen Messungen - außer durch schwierige und zeitaufwendige Rekonstruktionen - nicht direkt sichtbar gemacht werden. Strukturelle Indizes, wie der Anisotropiegrad und die dreidimensionale Konnektivität lassen sich ebenfalls anhand von zweidimensionalen Schnitten nicht untersuchen.

Ob nun die mittels des μ CT erhaltenen Werte mit denjenigen durch die klassische Histomorphometrie festgestellten Werten korrelieren, war die Fragestellung zahlreicher

Material und Methode

Untersuchungen. Autoren, wie Kuhn et al. (1990), Uchiyama et al. (1997) usw. setzten sich mit dieser Problematik auseinander.

Dass die durch diese zwei unterschiedlichen Methoden festgestellten Werte für die trabekuläre Struktur korrelieren, stellten Kuhn et al. (1990) an menschlichen Knochenproben unterschiedlicher Lokalisationen fest (Tibia, proximaler Humerus, LWK 1, LWK 2, proximaler und distaler Femur, distaler Radius und Beckenkamm). Die Autoren verwendeten das von Feldkamp entwickelte μ CT. Auch Müller et al. (1998) verglichen in ihrer Untersuchung, bei der das von Rüegsegger et al. (1996) entwickelte μ CT zur Anwendung kam, die Ergebnisse der μ CT-Messung und der konventionellen Histomorphometrie anhand von Beckenkamm-biopsien. Bei beiden Auswertungen kam auf Grund der Vergleichbarkeit das Plattenmodell zur Anwendung. Korrelationen von 0,93 für BV/TV, 0,91 für Tb.Sp und 0,84 für Tb.Th mit den jeweiligen Unterschieden von 2,5%, 2,2% und 6,1% konnten festgestellt werden.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung führten zu der Schlussfolgerung, dass das μ CT als eine geeignete Methode zur Feststellung der trabekulären Eigenschaften menschlicher Knochenproben eingesetzt werden kann.

Nicht nur an Knochenproben von gesunden Spendern, sondern auch an pathologischen Präparaten konnten gute Korrelationen zwischen μ CT-Analyse und Histomorphometrie festgestellt werden. So konnten Uchiyama et al. (1997) an Beckenkamm-biopsien von Patienten mit metabolischen Knochenerkrankungen Korrelationen zwischen $r = 0,95$ (BV/TV) und $r = 0,76$ (Tb.N) feststellen. Ito et al. (1998) untersuchten Proben aus dem Beckenkamm von Patienten mit Osteoarthritis. Dabei ergaben sich Korrelationen zwischen μ CT und Histomorphometrie von 0,86 (Tb.N).

Die Reproduzierbarkeit der mit dem μ CT durchgeführten Analysen und die Bestimmung der strukturellen Parameter wurden allerdings bisher noch nicht systematisch untersucht.

4.2.1.4 Technische Daten und Aufbau der Mikro-Computertomographie

Bei dieser Untersuchung wurden die Proben mit dem hochauflösenden μ CT 20 der Firma Scanco Medical, Bassersdorf, Schweiz gescannt, das eine Weiterentwicklung des von Rüegsegger et al. (1996) vorgestellten μ CT darstellt.

Material und Methode

Das Gerät besteht aus dem in einem röntgendichten Gehäuse untergebrachten Scanner und einer PC-Einheit zur Gerätesteuerung und zur Bildrekonstruktion. Im Scanner befindet sich der Probenschlitten zwischen der Mikrofokusröhre und einem CCD-Zeilendetektor (Charge Coupled Device). Der Scannvorgang kann Schicht für Schicht oder spiralförmig durchgeführt werden.

Die PC-Einheit ist eine Compaq-Alpha-Workstation von DEC (Digital Equipment Corporation) mit einem Memoryspeicher von minimal 128 MB und maximal 4 GB. Diese wird zur Steuerung der Schrittmotoren des Probenschlittens verwendet. Der Probenschlitten muss beweglich sein, denn durch dessen Rotation kann das Objekt entlang der Objektachse gedreht werden. Durch Bewegung entlang der Längsachse des Schlittens zwischen Röntgenröhre und Detektor kann der Objekt-Fokus-Abstand je nach gewünschter Vergrößerung variiert werden, so dass Probengrößen bis maximal 17mm Durchmesser untersucht werden können.

Die Mikrofokusröhre ist luftgekühlt und hat eine Spotgröße von $7\mu\text{m}$. Das Röntgenspektrum wird durch 0,3mm Aluminium gefiltert und anschließend auf 8W ($160\mu\text{A}$) zugespitzt. Somit wird ein exzellenter Kontrast von Knochen und Knochenmark erzeugt. Dies ist auf den ausgeprägten photoelektrischen Effekt zurückzuführen. Diese Energielage genügt, um Objekte mit einem Durchmesser von $10\mu\text{m}$ zu durchdringen. Für kleinere Objekte ist entsprechend weniger, für große mehr Energie notwendig.

Ein $50\mu\text{m}$ dicker amorpher Szintillator wandelt die Röntgenstrahlen in Licht um und führt es über Glasfasern dem nachgeschalteten Detektor zu. Bei dem Detektor handelt es sich um ein CCD-Array mit einer Matrix von 1024 Elementen. Eine Einschränkung ist durch die maximale Probengröße gegeben. Das erzeugte Projektionsbild des Objekts auf dem Detektor darf nicht breiter als der Detektor selbst sein. Andernfalls würden Artefakte bei der Bildberechnung entstehen.

Die Auflösung beträgt $15\mu\text{m}$. Die Bildmatrix ist entweder 1024×1024 Pixel oder 512×512 Pixel.

Nach Verstärkung und Digitalisierung werden die Projektionen via SCSI-Interface (Schnittstelle) zum Computer transferiert.

Datenaufzeichnung und Rekonstruktion der dreidimensionalen Bilder werden ebenfalls durch

Material und Methode

die PC-Einheit und die systemeigene Software vorgenommen. Durch die Datensätze, die bei den Messungen entstehen, ist die Probengröße begrenzt. Bei einer Schicht entstehen zwischen 0,5 und 2,1 MB. Ein Datensatz ist demzufolge zwischen 270 und 2150 MB groß.

4.2.1.5 Bildentstehung und –rekonstruktion

Das Kernstück der Abbildungskette bildet der Detektor. Durch diesen wird die Intensität des vom Szintillator kommenden Lichts erfasst. Die Signale des Detektors werden zur Digitalisierung und Rekonstruktion an den Computer weitergeleitet. Die Auslesezeit des CCD-Array beträgt 16ms, dadurch wird auch die Sampling-Zeit limitiert. Nach Rekonstruktion der Daten wird das dreidimensionale Objekt erzeugt und analysiert, um die stereologischen Indizes zu erhalten.

Die stereologischen Indizes werden mit Hilfe der PC-Einheiten mittels der systemeigenen Software berechnet.

4.2.2 Messverfahren

4.2.2.1 Angewendete mikrostrukturelle Parameter

Um die durch das μ CT verfügbaren technischen Möglichkeiten der Volumenbestimmung auch in der Analyse der Datensätze voll ausnutzen zu können, sind neue, modellunabhängige Berechnungsmethoden der Strukturparameter notwendig. Beispiele für Änderungen gegenüber den konventionellen Systemen sind die direkte Volumen- und Oberflächenbestimmung, modellunabhängige Abschätzung von Dicke, 3D-Vernetzung und 3D-Strukturtyp. Gerade bei der Dickenbestimmung treten nämlich wesentliche Unterschiede zu den konventionellen histomorphometrischen Verfahren auf. Die konventionellen Verfahren basieren auf Oberflächenberechnungen aus den zweidimensionalen Schnittbildern. Eine

Material und Methode

ähnliche Problematik ergibt sich bei der Bestimmung des Anisotropiegrades. Odgaard et al. (1990) fanden heraus, dass die auf das Volumen bezogene Einschätzung der Anisotropie wesentlich besser mit der erkannten Orientierung übereinstimmte als die auf die Oberfläche bezogene.

Aus diesem Grund soll auf die Strukturparameter und deren Bestimmung näher eingegangen werden.

4.2.2.1.1 Knochendicht - Bone Volume Fraction (BV/TV)

Total Volume (TV) steht für das Gesamtvolumen der untersuchten Probe und Bone Volume (BV) für das trabekuläre Volumen. Dementsprechend gibt BV/TV den auf das Volumen bezogenen Anteil des Knochens am Gesamtvolumen an. Zur Bestimmung des Knochenanteils werden vom gewählten Volumen, auch als VOI (Volume of Interest) bezeichnet, binäre Datensätze erzeugt. Die Oberfläche des Knochenvolumens wird trianguliert; Tetraeder, deren Volumen mit dem von der triangulierten Oberfläche korrespondieren, werden zur Berechnung des BV verwendet. Der Wert des Parameters BV/TV wird in „%“ angegeben. Da Prozentwerte und nicht absolute Werte verwendet werden, können unterschiedliche Knochenproben hinsichtlich ihres Knochenanteils miteinander verglichen werden. Der Wert von BV/TV wird durch andere Strukturparameter beeinflusst. So steigt er mit der Zunahme von Tb.Th (siehe unten), der Zunahme von Tb.N (siehe unten) oder der Abnahme von SMI (siehe unten) an.

4.2.2.1.2 Trabekeldicke - Mean Trabecular Thickness (Tb.Th)

Bei der Bestimmung der Trabekeldicke treten im Vergleich zur Histomorphometrie wesentliche Unterschiede auf. Bei konventionellen histomorphometrischen Untersuchungen werden indirekt über Gleichungen Trabekeldicke und Trabekelabstand berechnet. Bei den Ableitungen ist man auf die Verwendung eines fixen Strukturmodells angewiesen. Außerdem basieren die angewendeten Gleichungen auf Oberflächenberechnungen. Für jeden Punkt der Oberfläche wird die lokale Dicke als senkrechter Abstand zur Oberfläche der Gegenseite bestimmt. Beim Vorhandensein von nicht idealen und arbiträren Strukturen führen die oberflächenbasierten Methoden zu einer Unterschätzung der Dicke, was von Day et al. (2000)

Material und Methode

nachgewiesen werden konnte. Day et al. (2000) verglichen in ihrer Untersuchung die indirekten (Plattenmodell) mit den direkten Berechnungsmethoden. Dieselben Knochenproben wurden mittels beider Methoden hinsichtlich ihrer Strukturparameter ausgewertet. Bei einem Vergleich der Ergebnisse stellte sich heraus, dass die Einschätzung der mittels des „Plattenmodells“ berechneten Trabekeldicke zu niedrig war. Die Arbeitsgruppe stellte bei Verwendung des Plattenmodells eine Unterschätzung der Dicke um bis zu 40µm fest. Die Annahme von idealen Platten- oder Stäbchenmodellen ist insofern kritisch, da der trabekuläre Knochen eine Struktur ist, deren Architektur sich stetig verändert. Die aktuell herrschende Strukturform hängt vom Typ der zu untersuchenden Knochenprobe, deren Lokalisation im Knochen, aber auch vom Alter, Geschlecht und Gesundheitszustand des Knochenspenders ab. Auch Schenk und Olah (1980) stellten fest, dass nur unter bestimmten Gegebenheiten dreidimensionale Ergebnisse aus zweidimensionalen Messungen gewonnen werden können. Kinney et al. (1995) konnten in einer vergleichenden Studie Schwachstellen der modellabhängigen Trabekeldickenbestimmung aufzeigen. Bei der Untersuchung zur Veränderung der trabekulären Mikrostruktur während Remodellingprozessen wurden unter Annahme des Plattenmodells die Trabekeldicken von Knochenproben bestimmt. Die Autoren konnten feststellen, dass sich die Werte von aufeinander folgenden Messungen auf Grund der sich von plattenförmigen hin zu stäbchenförmigen verändernden Knochenstrukturen nicht vergleichen ließen. Beim µCT wird eine neue direkte und modellunabhängige Bestimmung von Trabekeldicke und Trabekelabstand angewendet (Hildebrand und Rüegsegger, 1997a). Mit Hilfe der „Distance Transformation“ werden die lokalen Dicken berechnet. Dabei ist die lokale Dicke als der Durchmesser der größten Kugel festgelegt, die den Ausgangspunkt enthält und komplett innerhalb der knöchernen Struktur liegt. In der Folge kann mittels der durchschnittlichen Dicken aller knöchernen Voxels die Trabekeldicke (Tb.Th) berechnet werden (Hildebrand und Rüegsegger, 1997a). Die Trabekeldicke ist also ein modellunabhängiger Parameter, der durch direkte dreidimensionale Messung gewonnen wird. Seine Einheit ist „µm“. Da die Annahme eines bestimmten Strukturtypus hinfällig ist, können nun Änderungen der Dicke der trabekulären Knochenstruktur, auch wenn diese remodellierenden Prozessen unterworfen ist, quantifiziert werden.

Material und Methode

4.2.2.1.3 Trabekelabstand - Mean Trabecular Separation (Tb.Sp)

Der Trabekelabstand (Tb.Sp) wird mit derselben Methode wie die Trabekeldicke berechnet. Allerdings werden statt der knöchernen Voxels jene Bildeinheiten, die dem festgelegten Schwellenwert folgend keinen Knochen repräsentieren, verwendet. Er gibt dementsprechend die Dicke der Markräume in der Einheit „ μm “ an. Durch die Parameter Tb.Th, Tb.N und SMI kann der Trabekelabstand beeinflusst werden. Er nimmt mit der Zunahme von Tb.Th und Tb.N oder der Abnahme des SMI ab.

4.2.2.1.4 Trabekelanzahl – Mean Trabecular Number (Tb.N)

Die Trabekelanzahl (Tb.N) wird durch Bildung des Inversen/der Umkehrfunktion des mittleren Abstandes zwischen den Mittelachsen der untersuchten Strukturen (Platten oder Stäbchen) gewonnen. Die mittleren Achsen der Struktur werden aus den binären dreidimensionalen Bildern gewonnen. Der durchschnittliche Abstand zwischen den Mittelachsen wird analog zum Trabekelabstand berechnet. Daher ist auch dieser Parameter modelunabhängig. Die Einheit des Trabekelabstandes ist „ $1/\text{cm}$ “.

4.2.2.1.5 Strukturmodellindex - Structur Model Index (SMI)

Dieser Parameter wurde von der Arbeitsgruppe der ETH Zürich um Rüegsegger mit dem Ziel eingeführt, die Struktur in Bezug auf die Anzahl der Platten und Stäbchen zu quantifizieren (Hildebrand und Rüegsegger, 1997b). Dass sich der trabekuläre Knochen aus Platten und Stäbchen zusammensetzt, beobachtete Singh schon 1978. Für die Untersuchung der trabekulären Struktur aus den histologischen Dünnschnitten wurden dann Modelldefinitionen von Stäbchen (Malluche et al., 1982) und Platten (Parfitt et al., 1983) vorgenommen. Diese zwei Formen sind allerdings Ideale. Das Netzwerk nimmt nicht die eine oder andere Form an, in der Realität herrscht vielmehr ein fließender Übergang zwischen Platten und Stäbchen. Mit dem Structur Model Index wird das strukturelle Erscheinungsbild, die Platten-, Stäbchen-Charakteristik des trabekulären Knochens beschrieben (Hildebrand und Rüegsegger, 1997b). Der SMI wird durch eine Differentialanalyse der triangulierten Oberfläche der Struktur berechnet und ist definiert als: $SMI=6x\{[BV(dBS/dr)]/BS^2\}$. Dieser Parameter ordnet die Struktur nach ihrer Konvexität einem bestimmten Modelltypus zu. Ideale, flache Platten

Material und Methode

haben einen SMI von 0, da es keine Veränderung der Oberfläche bei Aufweiten der Platten gibt. Ideale zylindrische Stäbchen haben einen SMI von 3, da eine lineare Zunahme der Oberfläche mit Dilatation der Stäbchen erfolgt. Kugeln haben einen SMI von 4. Werte unter 0 können durch Luftblasen in den Proben auftreten, da konkave Strukturen negative dBS/dr ergeben. Für reale Knochenproben liegt der SMI-Wert zwischen 0 und 3, je nachdem ob mehr Platten oder Stäbchen vorhanden sind. Hildebrand und Rüegsegger (1997b) konnten bei Proben mit gleicher Knochendichte Unterschiede des SMI von mehr als 1 nachweisen, wobei am Femurkopf plattenähnliche Strukturen vorherrschten und in der Lendenwirbelsäule dagegen stabförmige Strukturen. Im Beckenkamm wurde eine Mischung aus Platten und Stäbchen gefunden. Da der SMI die relative Zusammensetzung des Knochens aus Platten und Stäbchen angibt, ist er dimensionslos.

4.2.2.1.6 Konnektivität - Connectivity Density (Conn. D)

Die Konnektivität wird mittels der Conn-Euler-Methode von Odgaard und Gundersen (1993) bestimmt. Als Maß für den Vernetzungsgrad der trabekulären Struktur gibt sie die Anzahl der Verbindungsstellen innerhalb einer dreidimensionalen Struktur an. Hinweise auf das trabekuläre Netzwerk können somit gewonnen werden. Mit diesem Parameter wird die maximale Anzahl möglicher Unterbrechungen von Verbindungen im Netzwerk angegeben, ohne dass der Körper als Ganzes zerbricht. Abgebrochene Verbindungen können beispielsweise durch Mikrofrakturen entstehen. Die Konnektivität kann also in Beziehung zur Festigkeit gesetzt werden, wobei die Wertigkeit des Parameters noch nicht restlos geklärt scheint. Engelke et al. (1999) weisen auf Schwierigkeiten der Aussagekraft der Konnektivität in Bezug auf plattenähnliche Strukturen hin. In diesen Fällen könne eine erhöhte Konnektivität durchaus mit einer Verringerung der Festigkeit einhergehen. Meistens wird nicht die Konnektivität, sondern die auf das Volumen normierte Konnektivitätsdichte in „1/mm³“ angegeben.

4.2.2.1.7 Anisotropiegrad – Degree of Anisotropy (DA)

Dieser Parameter gibt die tatsächliche Asymmetrie an, das heißt, ob Platten und Kavitäten in der einen oder anderen Richtung länger sind. Je höher der Anisotropiegrad ist, desto mehr liegt die Orientierung der Knochen- und Kavitätenstruktur in einer bestimmten Richtung

Material und Methode

innerhalb der Probe vor. Der Anisotropiegrad (DA) ist definiert als das Verhältnis zwischen dem maximalen und dem minimalen Radius der MIL-Ellipse (Harrigan und Mann, 1984). Diese Anisotropie kann mit der Variation der Richtung der geometrischen Messung, genannt „Mean Intercept Length“ (MIL), assoziiert werden. MIL gibt den durchschnittlichen Abstand zwischen zwei Knochen/Mark-Schnittstellen an. Für die Berechnung werden parallele Testlinien in verschiedenen Richtungen über das dreidimensionale Bild (VOI) gelegt. Die Testlinienlänge wird dann durch die durchschnittliche Länge der Unterbrechungen (Abstände) dividiert. Die MIL-Methode, die im IPL (Image processing language) Module des μ CT zur Anwendung kommt, funktioniert nur für eine Kugel innerhalb des Volume of Interest. Von dieser Messung ausgehend, kann ein MIL-Tensor berechnet werden durch das Einpassen der MIL-Werte in ein Ellipsoid. Die Eigenwerte des MIL-Tensors können für die Bestimmung des Anisotropiegrades genutzt werden. Dabei gibt dann der Anisotropiegrad das Verhältnis der maximalen zur minimalen MIL an (Goulet et al., 1994). Die Richt-MIL ist die gesamte Länge aller Testlinien in einer Richtung, geteilt durch die Zahl der Schnittstellen zwischen Knochen und Mark der Testlinien der gleichen Richtung. Die Hauptausrichtung der trabekulären Struktur kann mit Hilfe des MIL-Ellipsoids abgeschätzt werden (Giesen und Ding, 2004). MIL kann für die Berechnung des Verhältnisses von Oberfläche zu Volumen (BS/TV), aber auch bei Annahme des Plattenmodells für Trabekelanzahl, Trabekelabstand und Trabekeldicke eingesetzt werden. Der Anisotropiegrad ist dimensionslos.

4.2.2.2 Durchführung der Messung

Eine typische Messung mit dem μ CT besteht aus der Scoutview, dem Auswählen des gewünschten Messbereichs, dem automatischen Positionieren der Probe, der Messung, der Rekonstruktion, der offline 3D Auswertung und der offline Bilddarstellung. Die Schichtdicke ist zwischen 25 bis 35 μ m frei wählbar.

Material und Methode

In dieser Untersuchung wurden folgende Einstellungen, die für alle Proben verwendet wurden, im Controfile für den Scannvorgang eingegeben:

- Auflösung (Resolution): medium (600 Projektionen)
- Durchmesser (Diameter) der Messröhre [mm]: 17mm
- Schichtanzahl (Number of Slices): 34
- Isotropic
- Integrationszeit (Integration Time): 70ms

Die räumliche Auflösung wurde auf 27 μ m festgelegt. Eine isotrope Auflösung wurde gewählt. Dabei entspricht die Auflösung innerhalb der Schicht der Schichtdicke selbst. Beim Scannvorgang kam der „Medium Scan Mode“ bei einer Integrationszeit von 70ms zur Anwendung. In diesem Modus werden pro Schicht 600 Projektionen über einen Winkel von 216° durchgeführt, das entspricht 180° plus der Hälfte des Fächerstrahls auf jeder Seite. Die Integrationszeit ist der Zeitraum, in dem der Detektor pro Projektion den Röntgenstrahlen ausgesetzt ist. Die Größe der Bildmatrix war in dieser Untersuchung 512x512 Pixel.

Untersuchungen im Mikro-CT Scanco 20 können nur mit den zum Gerät passenden Messröhrchen durchgeführt werden. Um die Kieferköpfchen in toto untersuchen zu können, wurde das Messröhrchen mit dem größtmöglichen Durchmesser von 17mm und mit einer standardisierten Höhe von 50mm gewählt. Im Messröhrchen wurde keine Flüssigkeit verwendet. Um aber die Austrocknung der Präparate während des Scannvorgangs zu verhindern, wurde das Messröhrchen mit einer Schutzfolie verschlossen. Soweit es die medio-laterale Distanz erlaubte, wurden die Kieferköpfchen beider Seiten aufeinander in dem Röhrchen platziert. Damit sie sich nicht überlagern konnten, wurden sie mittels einer dünnen Distanzhalterfolie voneinander getrennt.

Positionierung der Probe:

Bei der Platzierung der Kondylen im Messröhrchen wurde darauf geachtet, dass zuerst immer der Kondylus der rechten Seite am Boden des Röhrchens, also unten, platziert wurde. Der Kondylus der linken Seite wurde nach Einfügen des Distanzhalters ausgerichtet. Die mediale Seite beider Kondylen zeigte nach unten, die laterale nach oben.

Material und Methode

Zur Ausrichtung der Präparate in dem Röhrchen wurden als Referenzen die Gelenkfläche und die Gelenkachse gewählt. Die am Messröhrchen außen verlaufende Markierungslinie, die die x-Achse des Systems darstellt, wurde als Bezugspunkt gewählt. Bezogen auf diese Linie wurden die Präparate mittig und achsengerecht im Röhrchen platziert. Die genaue Übertragung der Achsen und die Reproduzierbarkeit der Position wurden durch die genormte Positionierung des Messröhrchens mittels eines Feder-Nut-Prinzips gesichert. Nach der exakten Ausrichtung der Kieferköpfchen erfolgte der Verschluss des Röhrchens mit einer Schutzfolie.

4.2.2.3 Einstellungen des Messprogramms

Nach dem Positionieren der Kieferköpfchen in der transparenten Messröhre erfolgt der Scannvorgang der einzelnen Proben:

- Platzierung des Messröhrchens (Durchmesser 17mm) auf dem drehbaren Probenschlitten innerhalb des Scanners
- Festlegung des Bereiches der Probe, der gescannt werden soll, mittels des Scoutview
- Anfahren der ersten Schicht mit dem Scanner
- erste Projektion, Drehung der Probe um ca. 0,3 Grad, dann nächste Projektion; insgesamt 600 Projektionen über 216 ° entsprechend dem Medium-Scan-Mode pro Schicht
- nach 600 Projektionen Verschieben der Probe um die gewählte Schichtdicke (= 27µm) in axialer Richtung und Wiederholung der 600 Projektionen bis zur per Scout-view bestimmten letzten Schicht

Die Dauer des Scannvorgangs ist von der Schichtanzahl und der Schichtdicke der Proben abhängig. Die Schichtanzahl der Präparate schwankte zwischen 295 und 690, je nach deren medio-lateralen Breite. Daraus ergibt sich im Mittel eine Messdauer von 8 Stunden pro Köpfchen.

Material und Methode

4.2.2.4 Analyse der mikrostrukturellen Parameter

Die Auswertung des Materials erfolgte mit der systemeigenen Software des μ CT Scanco 20, mit der außerdem die Datenakquirierung und die dreidimensionale Bildrekonstruktion vorgenommen wurden. Die vom Hersteller zur Verfügung gestellte Software nennt sich IPL, Image Processing Language (Institut für Biomedizinische Technik, ETH und Universität Zürich). Vor der Auswertung müssen die Parameter zur Rauschunterdrückung sowie der Schwellenwert festgelegt werden. In dieser Untersuchung wurde ein Sigma von 1,2 gewählt und der Support auf 2 festgelegt. Für menschliche Knochenproben, die noch Knochenmark enthalten, wurde von der Firma Scanco nach Testverfahren ein Schwellenwert von 275 als optimal angegeben. Der Schwellenwert ist jene Einstellung, bei der festgelegt wird, was als Knochen gewertet wird. Es ist ein Grenzbereich. Alle Werte, die sich innerhalb dieser Grenzen befinden, werden als Knochen, jene, die außerhalb liegen, als Hintergrund bzw. Markräume gewertet und dementsprechend dargestellt. Der Grund für die Bestimmung eines Schwellenwertes ist, dass das Messröhrchen selbst, aber auch in den Knochenproben noch vorhandenes Knochenmark oder Fett einen niedrigeren Abschwächungs-Koeffizienten als Knochen aufweisen. Die untere Grenze des Schwellenwerts hat daher die Aufgabe, den Knochen von den anderen Geweben zu separieren. Die obere Grenze liegt immer bei 1000, da die höchsten Werte in den Messbildern immer dem Knochen zugerechnet werden sollen.

Die Bestimmung der mikrostrukturellen Parameter erfolgt in einem festgelegten Volumen, das auch als Volume of Interest (VOI) bezeichnet wird. Dieses muss innerhalb des gescannten Bereichs liegen, um Störungen durch Artefakte zu vermeiden. Da sich die Untersuchung mit der direkt subartikulär gelegenen Spongiosa befasst, sollte die Kompakta im Bereich der Gelenkfläche ausgenommen werden. Mit Hilfe des systemeigenen Konturzeichenprogramms war dies möglich. Da mit den vorgegebenen Konturformen, wie Kreis, Ellipse, Rechteck oder Quadrat das Erreichen der Spongiosa direkt unter der Gelenkfläche auf Grund der walzenförmigen Gestalt des Caput mandibulae nicht so genau wie erwünscht möglich erschien, wurde die Kontur des Volume of Interest (VOI) individuell eingezeichnet (Abb. 4.2).

Material und Methode

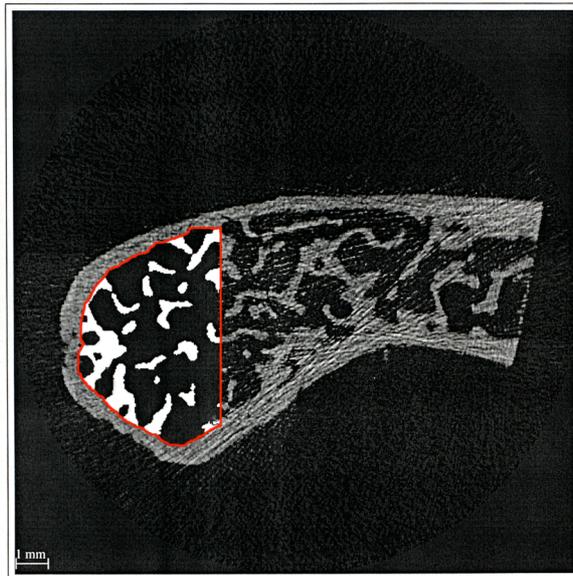


Abb. 4.2: Sagittales Schnittbild eines Kondylus mit rot umrandetem Volume of Interest (VOI)

Eine Folie, auf der ein Koordinatensystem mit der Einheit Pixel aufgezeichnet war, diente als Messlehre, um die festgelegte Höhe von 4mm einzuhalten. Nach dem Einzeichnen aller Konturen erfolgte die Summation der Schnittbilder und nacheinander die Auswertungen der Volumina von medial nach lateral. Für die Auswertung wurde jedes Kieferköpfchen von medial nach lateral in fünf gleich breite und jeweils 4mm hohe Volumen eingeteilt. Die Schichten, die die Kompakta betrafen, wurden gleichmäßig medial und lateral von der Anzahl der gesamten Schichten abgezogen. Danach wurde die Zahl der Schichten, die jetzt nur noch den trabekulären Knochen betrafen, durch fünf geteilt. Somit waren die fünf gewählten Volumen zur medio-lateralen Breite des Caput mandibulae proportional (Abb. 4.3).

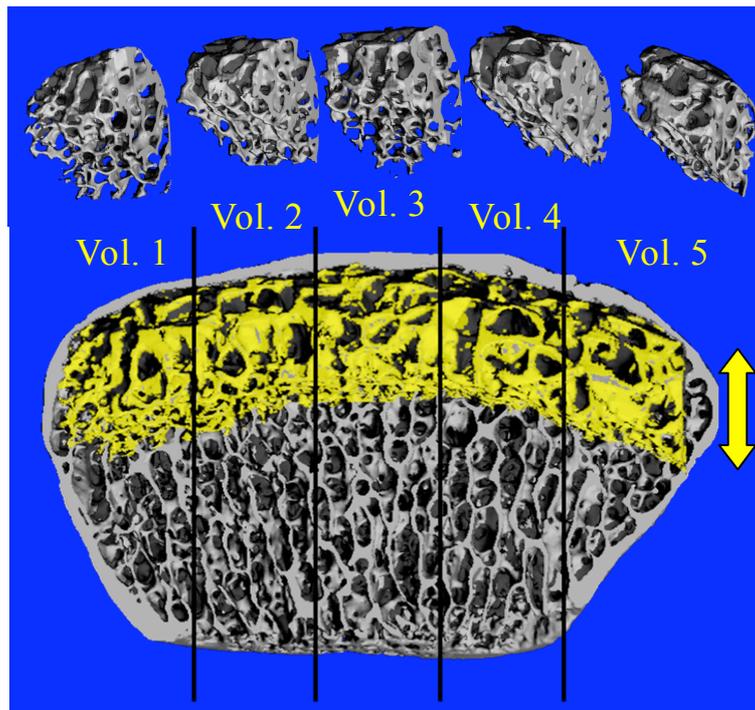


Abb. 4.3: Übersichtsdarstellung der Untersuchung: Querschnitt eines Kondylus mit Überblendung (gelb) des untersuchten trabekulären Volumens. Der gelbe Pfeil rechts zeigt die festgelegte Dicke des Volumens von 4mm an. Oben ist die Unterteilung des Gesamtvolumens in die fünf Einzelvolumina zu erkennen.

Anschließend wurde auch das Gesamtvolumen (Abb. 4.4) des jeweiligen Caput mandibulae, das der Summe der fünf Volumina (Abb. 4.5) entspricht, betrachtet.

Bei jeder Auswertung wurden alle dreidimensionalen histomorphometrischen Parameter berechnet und gleichzeitig eine dreidimensionale Ansicht jedes einzelnen Volumens und auch des Gesamtvolumens erstellt.

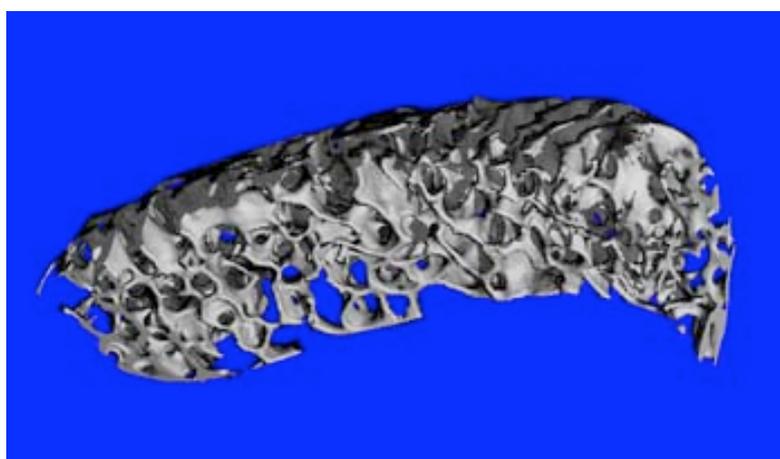


Abb. 4.4: Ansicht des rein trabekulären Gesamtvolumens

Material und Methode

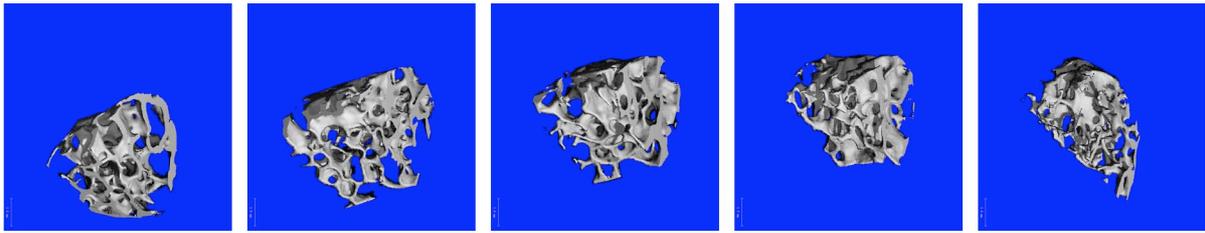


Abb. 4.5: Ansicht der fünf Einzelvolumina von lateral (rechts) nach medial (links)

Im graphischen 3D-Programm des μ CT wurde die Gesamtansicht jedes Kieferköpfchens – die Substantia compacta eingeschlossen - in der Frontalebene rekonstruiert (Abb. 4.6).

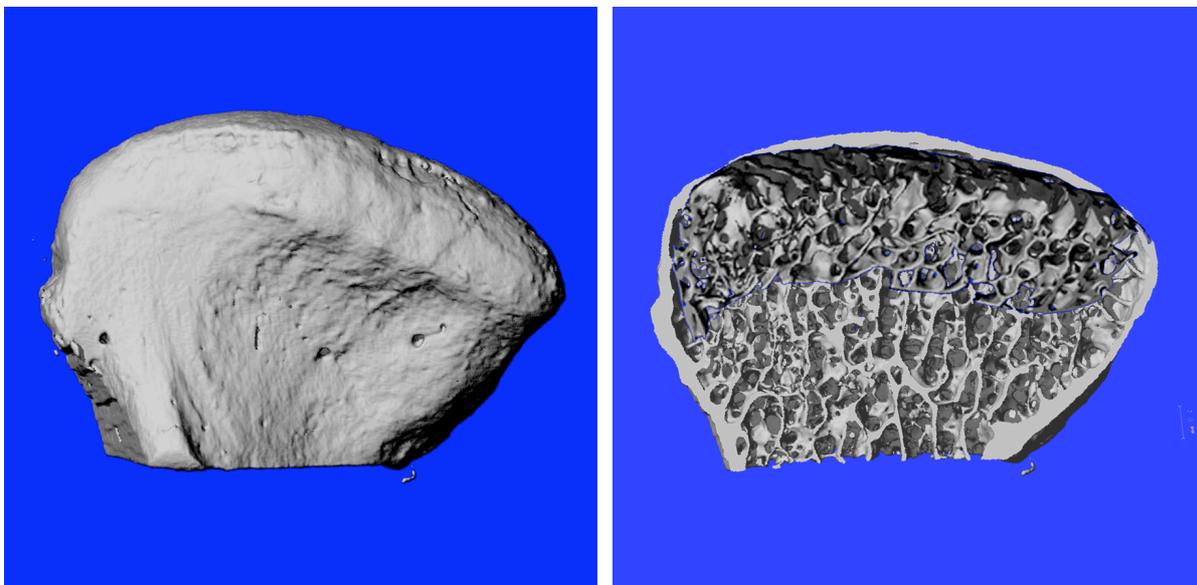


Abb. 4.6: Frontalansicht eines Kondylus (rechts) und Schnittbild desselben Gelenkkopfes mit Überblendung des untersuchten trabekulären Volumens direkt subartikulär

Dann wurden von diesen Bildern zur Darstellung der Trabekelorientierung in Relation zur Gelenkoberfläche 1mm dicke Schnitte angefertigt. Zusätzlich wurde die Mitte der Kieferköpfchen in antero-posteriorer Richtung bestimmt und an dieser Stelle ein weiteres Schnittbild erzeugt (Abb. 4.7).

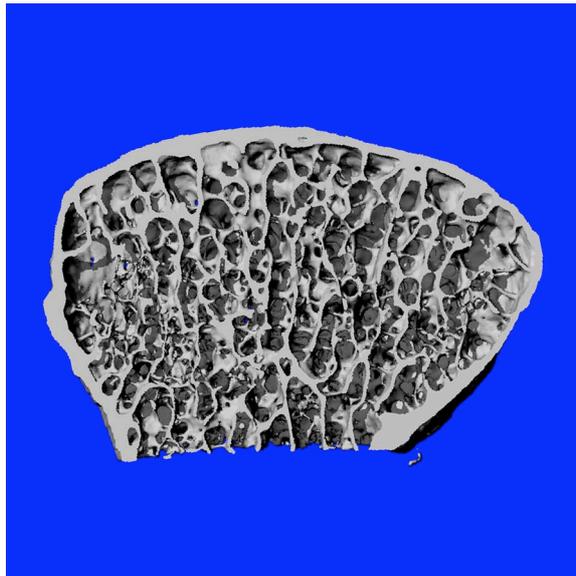


Abb. 4.7: Schnittbild durch die Mitte des Kondylus in antero-posteriorer Richtung mit Darstellung der Trabekel und ihrer Ausrichtung

4.2.2.5 Vermessung der Kompakta-Dicke

Mittels der dreidimensionalen Rekonstruktion wurde auch die Substantia compacta im Bereich der artikulierenden Fläche vermessen. Da diese Vermessung mit den Programmen des μ CT nicht möglich erschien, wurden die Bilder exportiert und umformatiert, um danach in Photoshop CS2 eingelesen werden zu können.

Der medio-laterale Durchmesser wurde pixelgenau bestimmt. An sieben Punkten sollte die Kompaktadicke gemessen werden. Diese wurden proportional zum Durchmesser des jeweiligen Caput mandibulae mit gleichmäßigem Abstand festgesetzt. Dazu wurde der Durchmesser zuerst durch acht geteilt. Anschließend wurde ein Gitter mit dem erhaltenen Abstand als Gitterkonstante über das Bild projiziert. Nach Ausrichtung des Bildes am Gitter konnte mittels der Abstandsmessung des Programms die Dicke der Kompakta an den sieben Messpunkten relativ senkrecht zur Gelenkfläche bestimmt werden (Abb. 4.8). Alle Messungen wurden zuerst in der Einheit Pixel durchgeführt. Zur Umrechnung der Dicken in Millimetern war es notwendig, auch die Länge des auf jedem Bild eingezeichneten Maßstabes pixelgenau zu erfassen. Die Verkleinerung der Bilder wurde dadurch berücksichtigt.

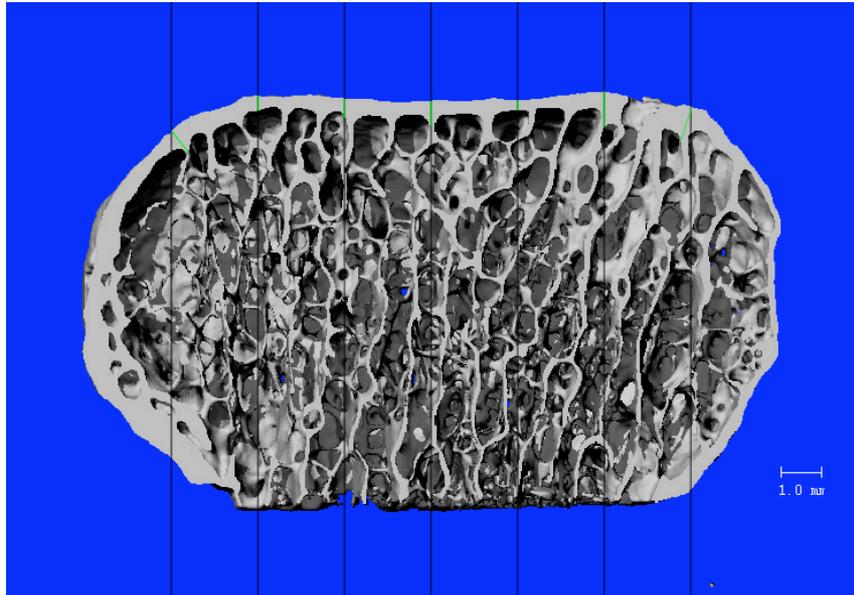


Abb. 4.8: Schnittbild durch die Mitte des Kondylus mit Überblendung der sieben Teilungslinien des Gitters und Vermessung der Dicke der Kompakta an diesen Punkten (grün)

4.3 Auswertung

Nach der Berechnung der einzelnen Strukturparameter durch die systemeigene Software erfolgte die Auswertung der Daten mittels eines T-Tests. Bei dieser Untersuchung wurde ein p-Wert von 0,05 als statistisches Signifikanzniveau herangezogen. Die arthrotisch veränderten Kieferköpfchen wurden als eigene Gruppe weitergeführt, um die Ergebnisse der beiden anderen Gruppen nicht zu beeinflussen.

Abb. 4.9 zeigt den Analysebogen des Gesamtvolumens einer Probe. Die geräteeigene Software (IPL) ermittelt die Parameter sowohl unter der Annahme des Plattenmodells (zweite Spalte) als auch ohne Modellannahme (erste Spalte). In dieser Untersuchung kamen nur die direkten, modellunabhängigen Werte zur Anwendung. OV/TV steht für BV/TV. Tb.N* entspricht der Trabekelanzahl, Tb.Sp* dem Trabekelabstand und Tb.Th* der Trabekeldicke. Die numerischen Ergebnisse wurden teilweise umgerechnet: für BV/TV in %, für Tb.N in 1/cm und für Tb.Th und Tb.Sp in μm .

Material und Methode

Es erfolgte ein Vergleich der einzelnen Volumina der bezahnten mit der zahnlosen Gruppe. Dabei wurden von medial nach lateral alle ersten Volumina der bezahnten mit allen ersten Volumina der zahnlosen Gruppe usw. verglichen. Weiters wurden die Volumina sowohl der Bezahnten als auch der Zahnlosen innerhalb der Gruppe analysiert, um durch auftretende Unterschiede in den einzelnen Parametern auf die Lokalisation der Belastungseinwirkung schließen zu können. Abschließend wurden dann noch alle Volumina gemeinsam, sowohl die der Bezahnten als auch die der Zahnlosen, auf Grund ihrer Lokalisation, medial, lateral oder median, untersucht.

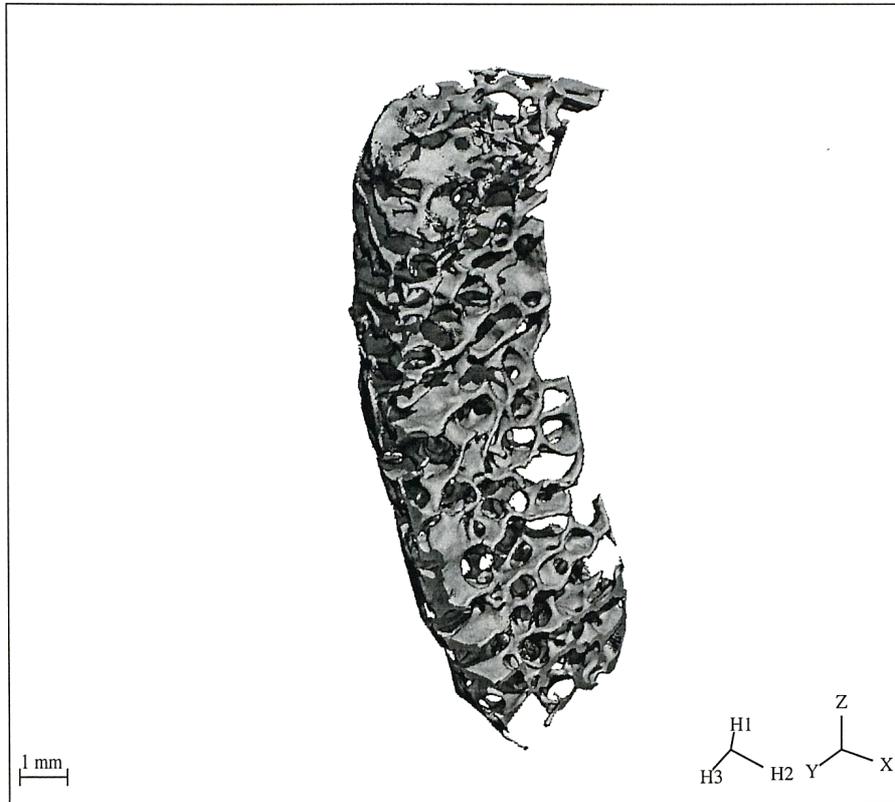
Die Ergebnisse werden gegliedert nach Strukturparametern für die einzelnen Vergleiche jeweils getrennt nach Untersuchungsgruppen aufgeführt.

Material und Methode

kieferkoepfchen_2000_3_re_w_oz



S-Nr.: 1605 Filename: C0002066
 M-Nr.: 1981 Date: 5-MAY-2004 17:05



VOI	X	Y	Z
Position [p]	64	170	50
Dimension [p]	192	180	480
Element Size [mm]	0.0340	0.0340	0.0340

Direct (No Model)			TRI (Plate Model)		Anisotropy			
TV	[mm ³]	279.8351	TV	[mm ³]	276.0497	H1	[mm]	0.6079
OV	[mm ³]	53.6542	OV	[mm ³]	54.0167	H2	[mm]	0.9325
OV/TV	[1]	0.1917	OV/TV	[1]	0.1957	H3	[mm]	0.8485
Conn. D.	[1/mm ³]	2.4693	OS	[mm ²]	725.1094	DA	[1]	1.5341
SMI	[1]	0.5726	OS/OV	[1/mm]	13.4238	Segmentation: 1.2 / 2 / 275		
Tb.N*	[1/mm]	1.1110	Tb.N	[1/mm]	1.3134	Operator Meas.: Svejda Michaela		
Tb.Th*	[mm]	0.1723	Tb.Th	[mm]	0.1490	Operator Eval.: Svejda Michaela		
Tb.Sp*	[mm]	0.8691	Tb.Sp	[mm]	0.6124			



Abb. 4.9: Analysebogen eines Gesamtvolumens mit allen gemessenen Parametern

5 Ergebnisse

5.1 Darstellung und Vergleich der Ergebnisse der bezahnten und der zahnlosen Präparate

5.1.1 Knochendichte (BV/TV)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,200	0,002	0,049	0,011
Volumen 2	0,210	0,003	0,050	0,011
Volumen 3	0,230	0,003	0,059	0,013
Volumen 4	0,239	0,002	0,043	0,010
Volumen 5	0,210	0,002	0,046	0,010

Tab. 5.1: Knochendichte (BV/TV) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Die höchste Knochendichte (bezogen auf den Mittelwert) konnte bei der bezahnten Gruppe im 4. Volumen, die niedrigste im 1. gefunden werden. Beim Vergleich der einzelnen Volumina untereinander ergab sich im 4. Volumen eine signifikant höhere Knochendichte als im 1. und 5. Volumen.

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,175	0,004	0,066	0,018
Volumen 2	0,238	0,003	0,056	0,015
Volumen 3	0,257	0,010	0,098	0,026
Volumen 4	0,238	0,006	0,075	0,020
Volumen 5	0,220	0,003	0,055	0,015

Tab. 5.2: Knochendichte (BV/TV) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Ergebnisse

Der höchste Wert der Knochendichte konnte im 3. Volumen, der niedrigste im 1. Volumen, wie bei der bezahnten Gruppe festgestellt werden. Im Gesamtvergleich der Volumina wies das 1. Volumen eine signifikant niedrigere Knochendichte als das 2., 3. und 4. Volumen auf.

Vergleich der beiden Gruppen:

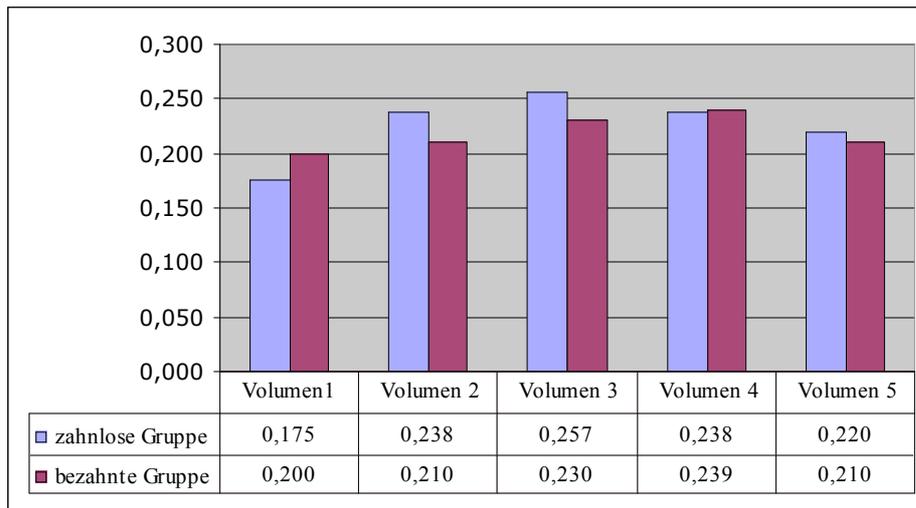


Diagramm 5.1: Vergleich der Knochendichte (BV/TV) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede beim Vergleich der einzelnen Volumina festgestellt werden. Betrachtet man alle Proben gesammelt, so stellte sich der Wert des 1. Volumens als signifikant niedriger als der Wert des 2., 3. und 4. Volumens dar.

5.1.2 Trabekeldicke (Tb.Th)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,176	0,001	0,027	0,006
Volumen 2	0,173	0,001	0,026	0,006
Volumen 3	0,187	0,001	0,024	0,005
Volumen 4	0,188	4,287E	0,021	0,005
Volumen 5	0,175	4,544E	0,021	0,005

Tab. 5.3: Trabekeldicke (Tb.Th) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Ergebnisse

Im 4. Volumen waren die dicksten Trabekel, im 2. Volumen die dünnsten zu finden. Die Werte unterschieden sich aber nur geringfügig. Deshalb ergab sich auch kein statistischer Unterschied im Vergleich zwischen den einzelnen Volumina.

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,169	0,001	0,028	0,007
Volumen 2	0,191	0,001	0,027	0,007
Volumen 3	0,206	0,001	0,024	0,006
Volumen 4	0,189	0,002	0,048	0,013
Volumen 5	0,175	4,350E	0,021	0,006

Tab. 5.4: Trabekeldicke (Tb.Th) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Der höchste Wert der Trabekeldicke ergab sich im 2. Volumen, der niedrigste im 1. Volumen. Signifikant war nur der Unterschied zwischen 1. und 2. Volumen, da auch bei dieser Gruppe die Werte eng beisammen lagen.

Vergleich der beiden Gruppen:

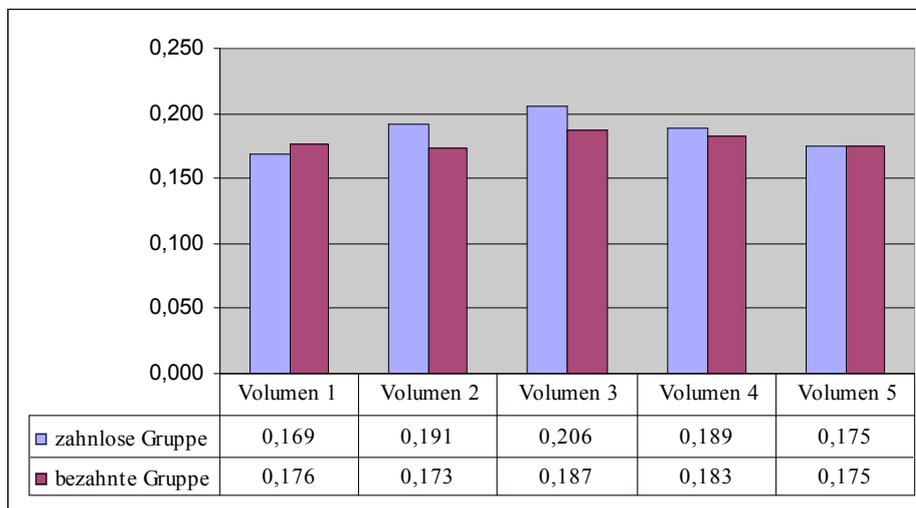


Diagramm 5.2: Vergleich der Trabekeldicke (Tb.Th) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Im Vergleich der Volumina ergab sich für das 2. Volumen ein wesentlicher Unterschied zwischen den bezahnten und den zahnlosen Präparaten. Die zahnlosen Präparate wiesen allerdings nur im 2. Volumen wesentlich dickere Trabekel als die bezahnten auf. Beim

Ergebnisse

Vergleich aller Präparate ohne Gruppenunterteilung unterschied sich jedoch das 3. Volumen mit dem höchsten Wert wesentlich vom 1. und 4. Volumen.

5.1.3 Trabekelabstand (Tb.Sp)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,773	0,010	0,100	0,022
Volumen 2	0,747	0,007	0,085	0,019
Volumen 3	0,720	0,008	0,090	0,020
Volumen 4	0,695	0,006	0,079	0,018
Volumen 5	0,747	0,008	0,092	0,020

Tab. 5.5: Trabekelabstand (Tb.Sp) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Der weiteste Trabekelabstand war im 1. Volumen zu finden, der geringste im 4. Volumen. Der Unterschied zwischen diesen beiden Werten erwies sich auch als statistisch signifikant.

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,824	0,019	0,139	0,037
Volumen 2	0,722	0,006	0,078	0,021
Volumen 3	0,711	0,010	0,099	0,027
Volumen 4	0,722	0,012	0,109	0,029
Volumen 5	0,728	0,010	0,099	0,027

Tab. 5.6: Trabekelabstand (Tb.Sp) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Im 1. Volumen waren die Trabekel am weitesten voneinander entfernt. Der geringste Trabekelabstand konnte im 3. Volumen gefunden werden. Der Wert des 1. Volumens erwies sich als signifikant höher als der aller anderen Volumina.

Ergebnisse

Vergleich der beiden Gruppen:

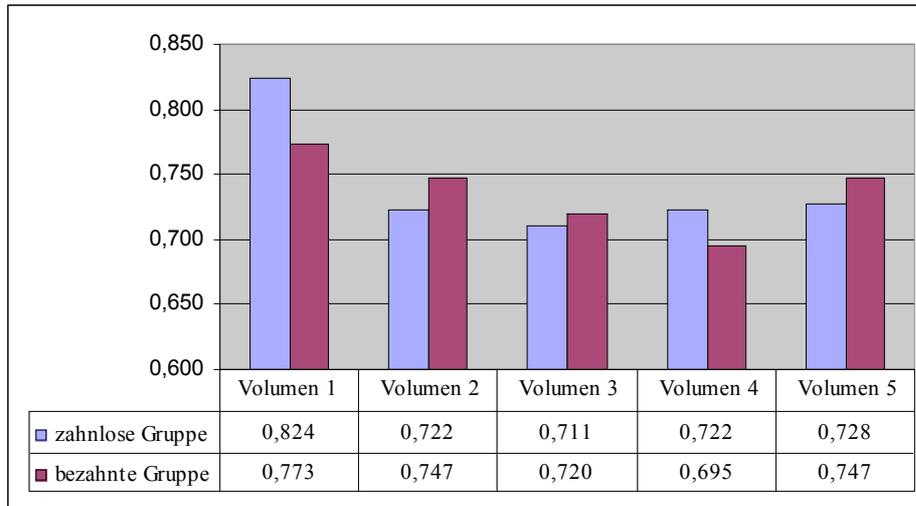


Diagramm 5.3: Vergleich des Trabekelabstandes (Tb.Sp) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Beim Volumenvergleich ergab sich kein relevanter Unterschied zwischen den bezahnten und den zahnlosen Präparaten. Verglichen mit den anderen Volumina wies das 1. einen signifikant höheren Trabekelabstand als alle anderen auf.

5.1.4 Trabekelanzahl (Tb.N)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	1,257	0,018	0,133	0,030
Volumen 2	1,293	0,016	0,127	0,028
Volumen 3	1,341	0,019	0,139	0,031
Volumen 4	1,375	0,014	0,119	0,027
Volumen 5	1,285	0,016	0,125	0,028

Tab. 5.7: Trabekelanzahl (Tb.N) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Die meisten Trabekel waren im 4. Volumen zu finden, die wenigsten im 1. Volumen. Das 4. Volumen unterschied sich dadurch auch wesentlich vom 1., 2. und 5. Volumen.

Ergebnisse

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	1,202	0,027	0,164	0,044
Volumen 2	1,349	0,016	0,127	0,034
Volumen 3	1,359	0,023	0,150	0,040
Volumen 4	1,354	0,019	0,145	0,039
Volumen 5	1,328	0,031	0,176	0,047

Tab. 5.8: Trabekelanzahl (Tb.N) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Das 3. Volumen enthielt die meisten Trabekel, wobei das 2. und 4. Volumen annähernd gleich große Werte aufwiesen. Am wenigsten Trabekel fanden sich im 1. Volumen. Dieser Wert war signifikant geringer als der des 2., 3. und 4. Volumens.

Vergleich der beiden Gruppen:

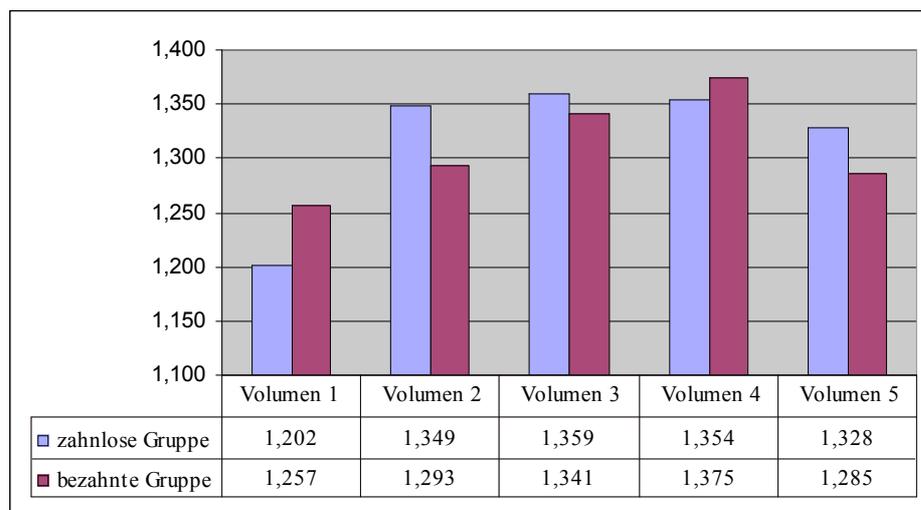


Diagramm 5.4: Vergleich der Trabekelanzahl (Tb.N) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Auch bei diesem Strukturparameter konnte kein Unterschied zwischen den bezahnten und den zahnlosen Präparaten festgestellt werden. Gesamt betrachtet unterschied sich jedoch das 1. Volumen mit seiner niedrigen Trabekelanzahl relevant vom 2., 3. und 4. Volumen.

Ergebnisse

5.1.5 Strukturmodellindex (SMI)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	0,806	0,096	0,310	0,069
Volumen 2	0,647	0,202	0,449	0,100
Volumen 3	0,542	0,232	0,482	0,108
Volumen 4	0,456	0,133	0,364	0,081
Volumen 5	0,639	0,175	0,418	0,093

Tab. 5.9: Strukturmodellindex (SMI) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Im 1. Volumen war der höchste Wert zu finden. Dieser erwies sich als wesentlich höher als der des 3. und 4. Volumens. Der niedrigste SMI konnte im 4. Volumen festgestellt werden.

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	1,035	0,336	0,579	0,155
Volumen 2	0,506	0,172	0,415	0,111
Volumen 3	0,361	0,542	0,736	0,197
Volumen 4	0,508	0,248	0,498	0,133
Volumen 5	0,599	0,171	0,414	0,111

Tab. 5.10: Strukturmodellindex (SMI) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Das 1. Volumen wies mit Abstand den höchsten Wert auf. Dieser unterschied sich auch signifikant von den Werten aller anderen Volumina. Der niedrigste Wert fand sich im 3. Volumen.

Ergebnisse

Vergleich der beiden Gruppen:

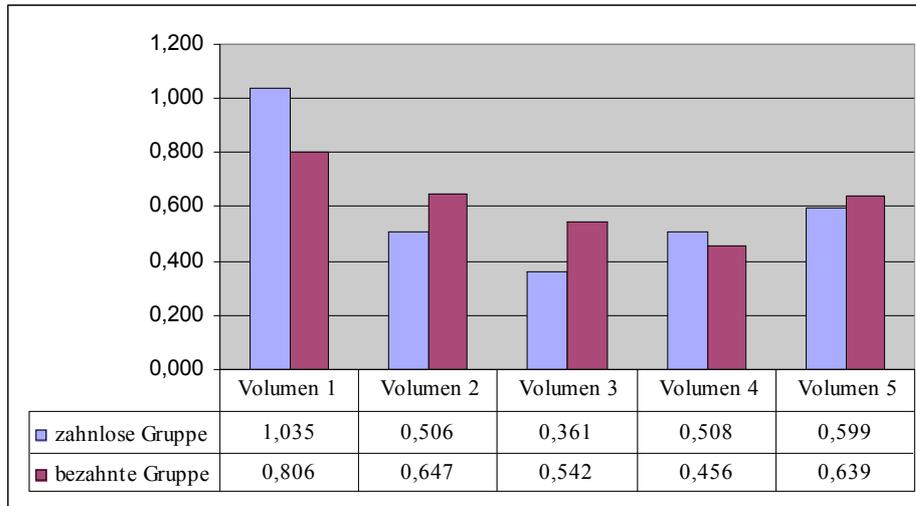


Diagramm 5.5: Vergleich des Strukturmodellindex (SMI) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Es ergab sich kein statistischer Unterschied im Volumenvergleich zwischen den beiden Gruppen. Das 1. Volumen unterschied sich durch den höchsten Wert wesentlich von allen anderen.

5.1.6 Konnektivität (Conn. D.)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	2,938	0,393	0,627	0,140
Volumen 2	3,101	0,397	0,630	0,141
Volumen 3	3,077	0,493	0,702	0,157
Volumen 4	3,250	0,485	0,696	0,156
Volumen 5	2,809	0,391	0,625	0,140

Tab. 5.11: Konnektivität (Conn. D.) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Der höchste Wert war im 4. Volumen, der niedrigste im 5. Volumen zu finden. Miteinander verglichen war der Wert des 5. Volumens wesentlich höher als der des 4. Volumens.

Ergebnisse

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	2,779	0,582	0,763	0,204
Volumen 2	3,663	0,736	0,858	0,229
Volumen 3	3,377	0,950	0,974	0,260
Volumen 4	3,678	1,344	1,159	0,310
Volumen 5	3,379	1,545	1,243	0,332

Tab. 5.12: Konnektivität (Conn. D.) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Für die Connectivity Density ergaben sich im 2. und 4. Volumen ähnlich hohe Werte, der höchste war im 4. Volumen zu finden. Eine niedrige Connectivity Density wies das 1. Volumen auf. Der Wert des 1. Volumens war auch signifikant kleiner als der des 2. und 4. Volumens.

Vergleich der beiden Gruppen:

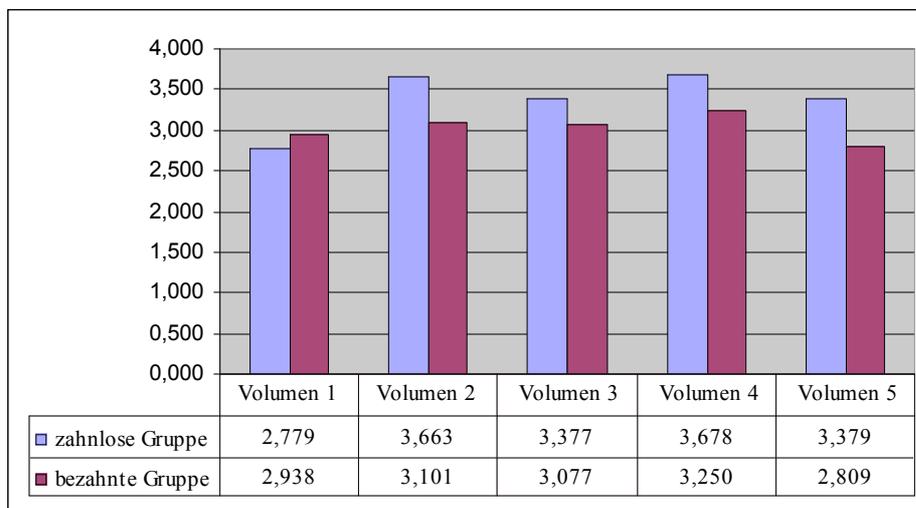


Diagramm 5.6: Vergleich der Konnektivität (Conn. D.) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

Im Vergleich zwischen den Gruppen konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Allerdings wies das 1. Volumen signifikant niedrigere Werte als das 2. und das 4. Volumen auf.

Ergebnisse

5.1.7 Anisotropiegrad (DA)

Bezahnte Gruppe:

z	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	1,694	0,034	0,185	0,041
Volumen 2	1,748	0,064	0,252	0,056
Volumen 3	1,684	0,057	0,239	0,053
Volumen 4	1,699	0,040	0,201	0,045
Volumen 5	1,721	0,049	0,222	0,050

Tab. 5.13: Anisotropiegrad (DA) der fünf Volumina der bezahnten Gruppe

Der höchste Wert fand sich im 2. Volumen. Das 3. Volumen wies den niedrigsten Anisotropiegrad auf. Die Werte lagen sehr eng beisammen. Deshalb konnten auch keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der Volumina miteinander festgestellt werden.

Zahnlose Gruppe:

oz	Mittelwert	Varianz	Standardabweichung	Standardfehler
Volumen 1	1,573	0,020	0,142	0,038
Volumen 2	1,580	0,019	0,137	0,037
Volumen 3	1,525	0,019	0,138	0,037
Volumen 4	1,532	0,025	0,158	0,042
Volumen 5	1,650	0,032	0,178	0,048

Tab. 5.14: Anisotropiegrad (DA) der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe

Das 5. Volumen zeigte den höchsten Anisotropiegrad, das 3. Volumen den niedrigsten. Ein signifikanter Unterschied konnte zwischen dem 3. und dem 4. Volumen verglichen mit dem 5. Volumen festgestellt werden.

Ergebnisse

Vergleich der beiden Gruppen:

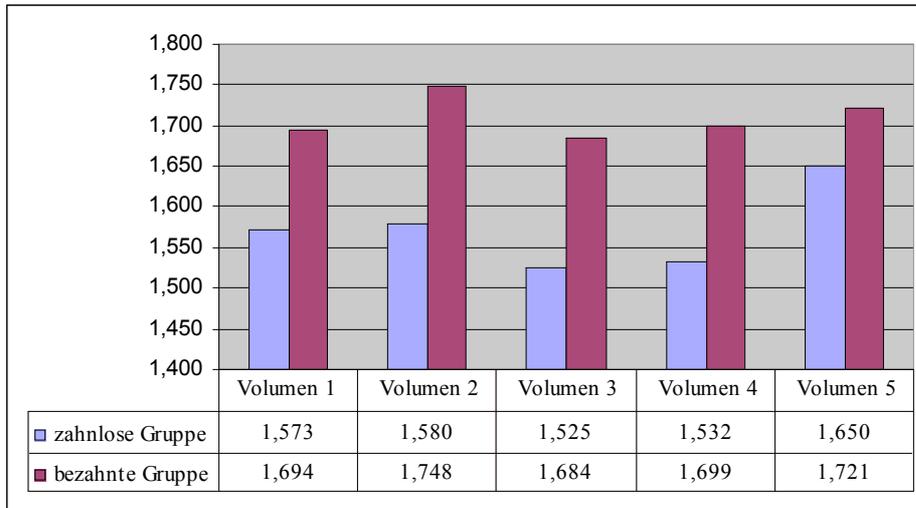


Diagramm 5.7: Vergleich des Anisotropiegrades (DA) der fünf Volumina der bezahnten und der zahnlosen Gruppe

In diesem Strukturparameter konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen im 1., 2., 3. und 4. Volumen festgestellt werden. In allen vier Volumina war der Anisotropiegrad bei den zahnlosen wesentlich niedriger als bei den bezahnten Präparaten.

5.2 Darstellung und Vergleich der Ergebnisse der arthrotischen Präparate

Da sich insgesamt 4 Kieferköpfchen, davon drei aus der zahnlosen (Präparatnummer 23, 63 und 72) und eines aus der bezahnten Gruppe (Präparatnummer 54), als arthrotisch verändert herausstellten, sollen die ausgewerteten Daten getrennt von den unveränderten Kondylen dargestellt werden.

Auf Grund der geringen Anzahl scheint eine statistische Auswertung der Daten nicht zielführend. Deshalb sollen sie wie die der anderen Gruppen geordnet nach Strukturparametern angegeben werden.

Ergebnisse

Knochendichte (BV/TV)

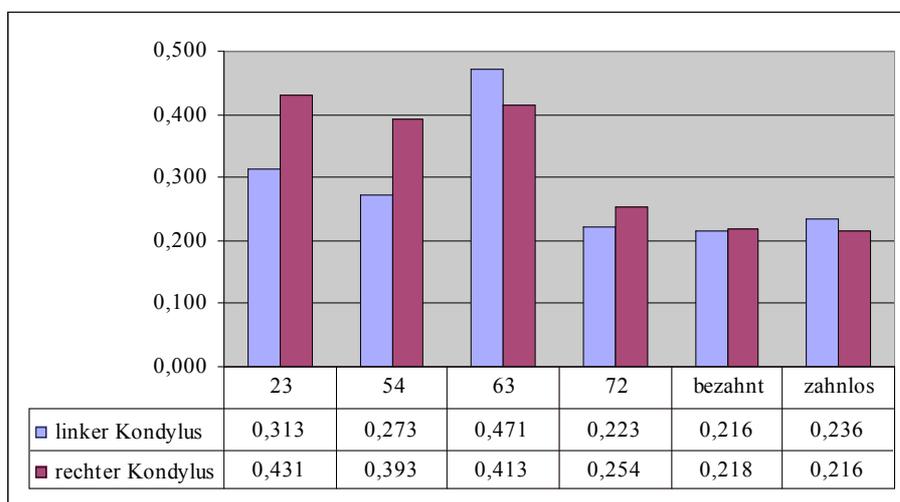


Diagramm 5.8: Vergleich der durchschnittlichen Knochendichte (BV/TV) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Beim Vergleich stellten sich die Werte für das Knochenvolumen bei den arthrotischen Präparaten 23, 54 und 63 deutlich höher als bei den unveränderten Kondylen dar. An den Präparaten mit der Nummer 72 konnten zwar arthrotische Veränderungen beobachtet werden, die Werte für das Knochenvolumen lagen aber im Bereich der unveränderten Kondylen.

Zahnlose und bezahnte Präparate wiesen ein Knochenvolumen im Bereich von etwa 0,200 auf. Der Wert der arthrotischen rechten Kondylen war mit etwa 0,400 fast doppelt so hoch. Die Werte der linken arthrotischen Kondylen differierten stärker (zwischen 0,273 und 0,471) als die der rechten. Während sich rechte und linke Kondylen der bezahnten und der zahnlosen Gruppe in ihrem Knochenvolumen nicht wesentlich unterschieden, konnte bei den arthrotischen eine deutliche Abweichung festgestellt werden (bis zu 12%). Auch in diesem Punkt verhielten sich die Präparate 72 ähnlich den unveränderten und zeigten einen geringeren Unterschied im Seitenvergleich als die anderen arthrotischen Kondylen.

Ergebnisse

5.2.1 Trabekeldicke (Tb.Th)

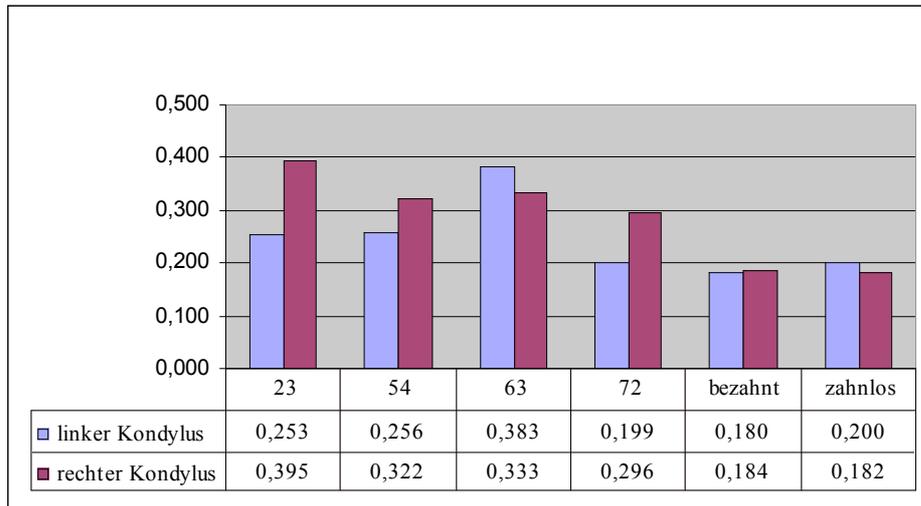


Diagramm 5.9: Vergleich der durchschnittlichen Trabekeldicke (Tb.Th) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Die Trabekeldicke bei den arthrotischen Präparaten ist deutlich höher als bei den unveränderten Präparaten. Eine Ausnahme bildet die Trabekeldicke des linken Kondylus der Nummer 72, die der Stärke der linken zahnlosen Kondylen entspricht und damit deutlich niedriger als die der anderen arthrotischen Präparate ist. Die arthrotischen Präparate weisen zwischen rechter und linker Seite deutlich differierende Werte auf, während bei den bezahnten als auch bei den zahnlosen im Seitenvergleich nur eine sehr geringe Abweichung festgestellt werden kann.

Ergebnisse

5.2.2 Trabekelabstand (Tb.Sp)

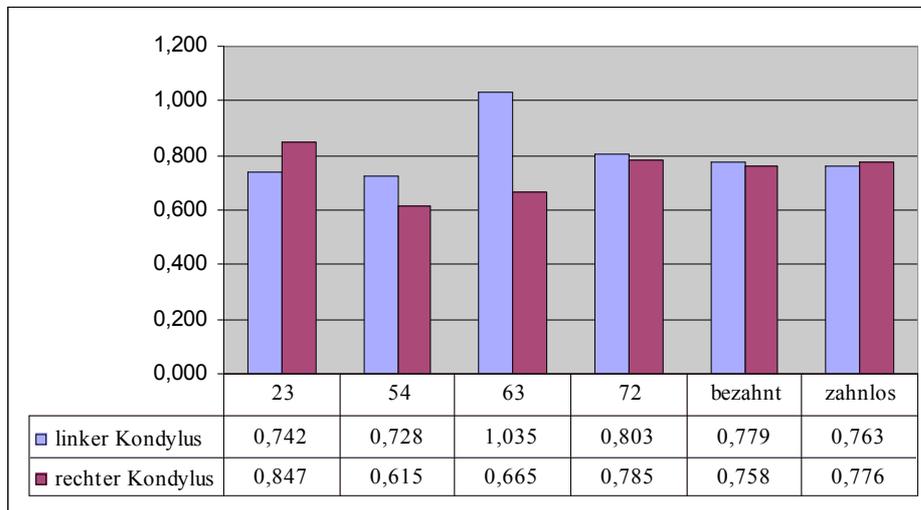


Diagramm 5.10: Vergleich des durchschnittlichen Trabekelabstandes (Tb.Sp) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Der Trabekelabstand ist in der bezahnten und in der zahnlosen Gruppe annähernd gleich hoch. Auch die Werte der arthrotischen Präparate 72 und 23 links liegen in diesem Bereich. Bei den arthrotischen Kondylen kann mit Ausnahme des Präparates 72 ein deutlicher Unterschied zwischen dem Trabekelabstand des rechten und des linken Kondylus festgestellt werden. Der Seitenvergleich der bezahnten und zahnlosen Präparate ergibt hingegen einen nur geringfügigen Unterschied.

Ergebnisse

5.2.3 Trabekelanzahl (Tb.N)

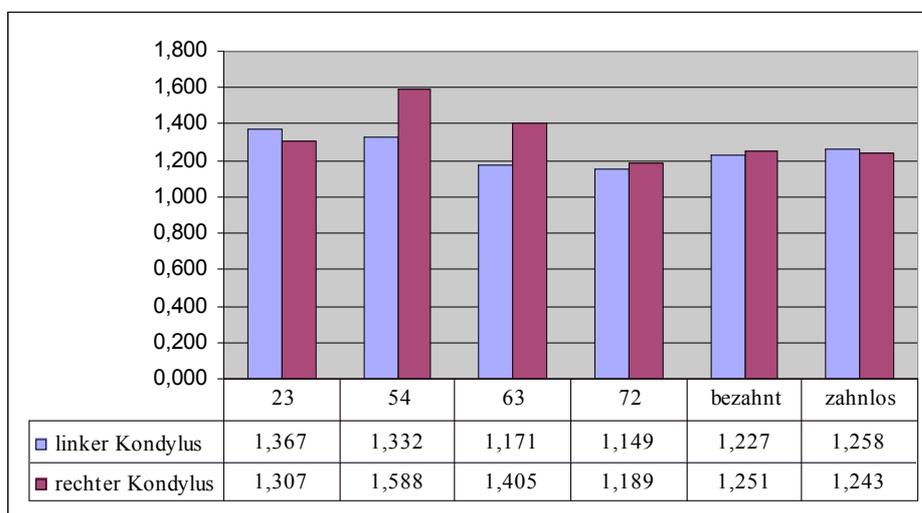


Diagramm 5.11: Vergleich der durchschnittlichen Trabekelanzahl (Tb.N) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Beim Parameter Trabekelanzahl erscheint der Unterschied zwischen arthrotischen und unveränderten Präparaten nicht so deutlich wie bei den vorherigen Parametern. Zwischen linkem und rechtem Kondylus mit der Nummer 72 konnte der geringste Seitenunterschied bei den arthrotischen Präparaten festgestellt werden. Die Trabekelanzahl dieser Präparate sowie die des linken Kondylus der Nummer 63 waren ähnlich hoch wie bei den nicht arthrotischen Kondylen. Bei der Trabekelanzahl differierten die Werte zwischen den rechten und linken arthrotischen Kondylen nicht so stark wie bei den anderen Parametern.

Ergebnisse

5.2.4 Strukturmodellindex (SMI)

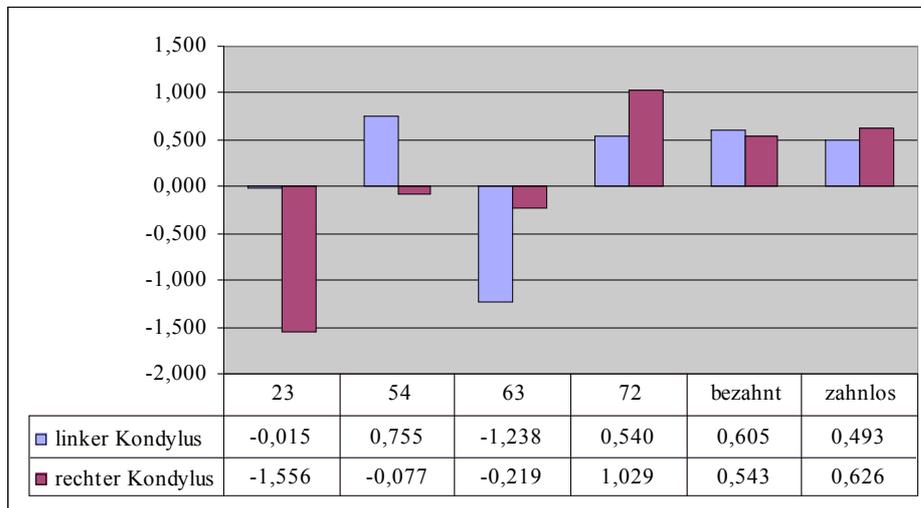


Diagramm 5.12: Vergleich des durchschnittlichen Strukturmodellindex (SMI) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Der Strukturmodellindex der arthrotischen Präparate unterscheidet sich anschaulich von dem der bezahnten und der zahnlosen Präparate. Eine Ausnahme bildet der linke Kondylus der Nummer 72, der annähernd den gleichen SMI-Wert wie der rechte Kondylus der bezahnten Präparate hat. Der Unterschied im Strukturmodellindex zwischen den rechten und linken Kondylen ist bei den arthrotischen Kondylen deutlich ausgeprägt, während die Struktur der bezahnten und zahnlosen Kondylen im Rechts-Links-Vergleich keinen relevanten Unterschied ergibt.

Ergebnisse

5.2.5 Konnektivität (Conn. D.)

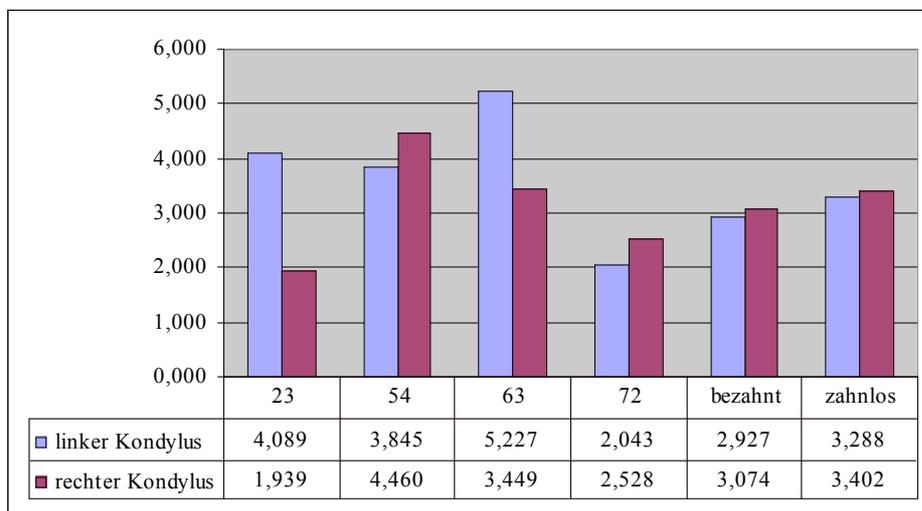


Diagramm 5.13: Vergleich der durchschnittlichen Konnektivität (Conn. D.) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Auch beim Vergleich in diesem Parameter zeigt sich die große Spanne, in der sich die Werte der arthrotischen Präparate bewegen (1,939 bis 5,227), und ein deutlicher Unterschied zwischen der Konnektivität des rechten und linken Kondylus fällt auf. Die Werte für die Präparate der bezahnten und der zahnlosen Gruppe bewegen sich dagegen für die rechte und die linke Seite in ähnlichen Bereichen. Der Wert des rechten Kondylus Nummer 63 entspricht annähernd dem der rechten zahnlosen Kondylen. Die Präparate 72 und 23 rechts weisen eine geringere, die Präparate 54, 23 links und 63 links eine höhere Konnektivität als die nicht arthrotischen Präparate auf.

Ergebnisse

5.2.6 Anisotropiegrad (DA)

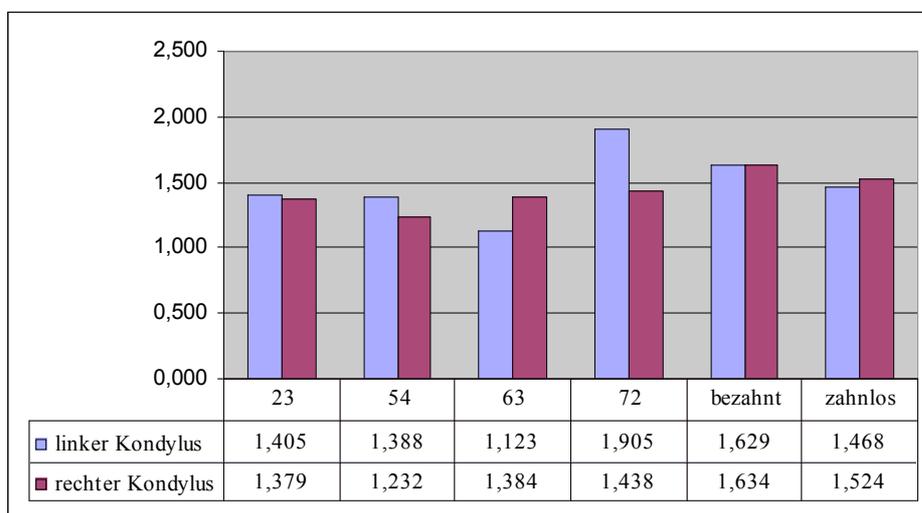


Diagramm 5.14: Vergleich des durchschnittlichen Anisotropiegrades (DA) der arthrotischen Präparate (Präparatnummer 23, 54, 63 und 72) mit der Gruppe der bezahnten und der zahnlosen nach rechtem und linkem Kondylus getrennt

Während bei den zahnlosen und bei den bezahnten Präparaten zwischen rechter und linker Seite keine ausgeprägte Differenz bei den Werten des Anisotropiegrades zu beobachten ist, können bei den arthrotischen Präparaten bis auf das der Nummer 23 relativ deutliche Unterschiede zwischen rechtem und linkem Kondylus festgestellt werden. Beim Präparat 23 ist der Anisotropiegrad des rechten und linken Kondylus dagegen annähernd gleich hoch. Insgesamt kann festgestellt werden, dass die arthrotischen Präparate einen geringeren Anisotropiegrad aufweisen als die unveränderten. Eine Ausnahme stellt der linke Kondylus des Präparatepaars 72 dar. Bei diesem Präparat erscheint der Anisotropiegrad deutlich höher als bei allen anderen Kondylen.

Ergebnisse

5.3 Ergebnisse der Vermessung der Kompakta

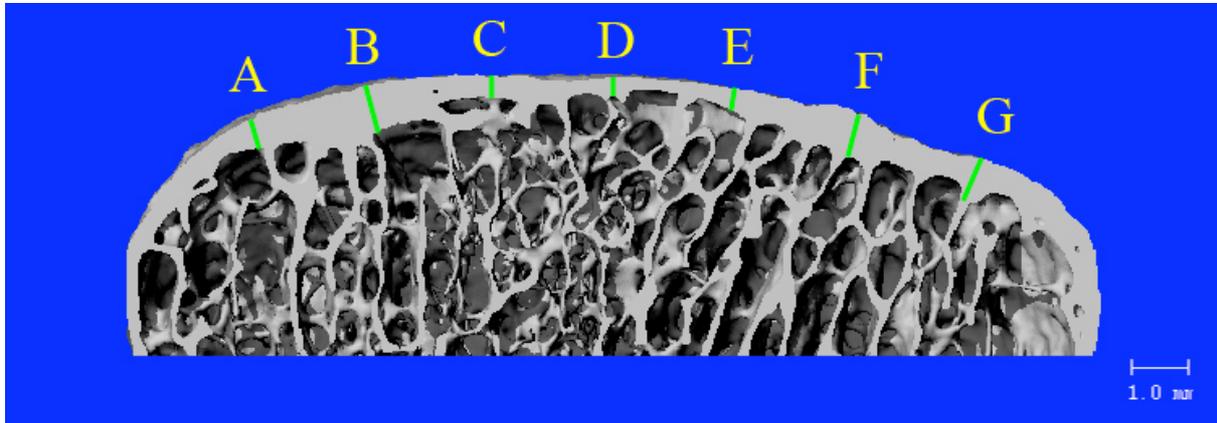


Abb. 5.1: Kompaktavermessung. Messpunkte A-G. Von lateral (A) nach medial (G) wird die Dicke der Kompakta in jedem Punkt senkrecht zur Oberfläche bestimmt.

Die Ergebnisse der Dickenvermessung der Kompakta schwankten zwischen 0,360mm und 0,650mm.

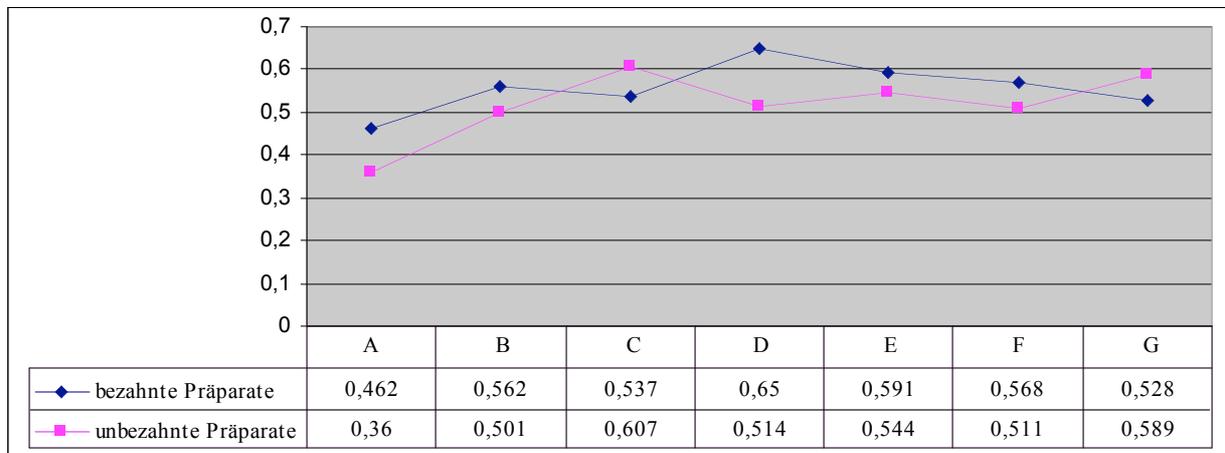


Diagramm 5.15: Darstellung der gemittelten Dicken der Kompakta in den sieben Messpunkten der bezahnten (blau) und der zahnlosen (rot) Gruppe

Vergleich innerhalb der bezahnten Gruppe:

Die Stelle mit der breitesten Kompakta war im Messpunkt D (Mitte) mit 0,650mm zu finden. Im Messpunkt A (lateral) konnte die niedrigste Kompaktadicke (0,462mm) gemessen werden.

Ergebnisse

Der Unterschied zwischen den Werten von Punkt A und D erwies sich als statistisch signifikant.

Vergleich innerhalb der zahnlosen Gruppe:

Der Messpunkt C (0,537mm) war der Ort mit der breitesten, der Punkt A (lateral) mit 0,360mm der mit der dünnsten Kompaktaschicht.

Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen dem Wert von Messpunkt A und den Werten der Punkte B, D, E und G. Im Punkt A war die Kompaktaschicht dementsprechend signifikant dünner als in den anderen Messpunkten.

Vergleich zwischen der bezahnten und der zahnlosen Gruppe:

Beim Vergleich der Werte der einzelnen Messpunkte miteinander konnten keine relevanten Unterschiede festgestellt werden.

Vergleicht man die Werte aller Messpunkte miteinander, zeigt sich im Messpunkt A eine signifikant dünnere Kompaktaschicht als in den Messpunkten B, C, D, E und G.

5.4 Form der unveränderten Kondylen in der Frontalansicht

Von jedem Präparat wurde eine dreidimensionale Rekonstruktion in der Frontalansicht erstellt. Dabei war auffallend, dass sich die Formen der Kondylen als sehr unterschiedlich erwiesen und auch zwischen dem Kondylus der rechten und der linken Seite deutliche Unterschiede bestanden. Aus diesem Grund soll auch auf die Form des Kondylus näher eingegangen werden und eine beschreibende Darstellung der Präparate zur Feststellung der großen Variabilität erfolgen.

In der Einleitung wurde die makroskopische Gestalt des Kondylus schon dargestellt. Aber außer der Walze mit mesial und distal abgerundeten Polen stellten sich die Kondylen in dieser

Ergebnisse

Untersuchung auch ovoid, verkehrt v-förmig, mit mesialer und distaler Abflachung der Pole oder auch eckig mit einer Abflachung der zentralen Oberfläche dar. Natürlich waren auch zahlreiche Übergangsformen zu beobachten.

In Versuchen, bei denen die Bezahnung und deren Abrasionsgrad in Bezug zur Kondylenform gesetzt wurden, konnten vorwiegend die unten angeführten fünf Formen gefunden werden (Abb. 5.2). Diese wurden als Grundlagen für die nachfolgende Beschreibung der Form der Präparate dieser Arbeit herangezogen. Dabei wird die artikulierende Oberfläche in der frontalen Ansicht hinsichtlich der beiden Pole und der zentralen Region betrachtet. Die zentrale Region kann flach, rund oder zu einem Gipfel zulaufend ausgeprägt sein. Die Pole zeigen sich abgerundet, abgeflacht oder eckig abfallend.

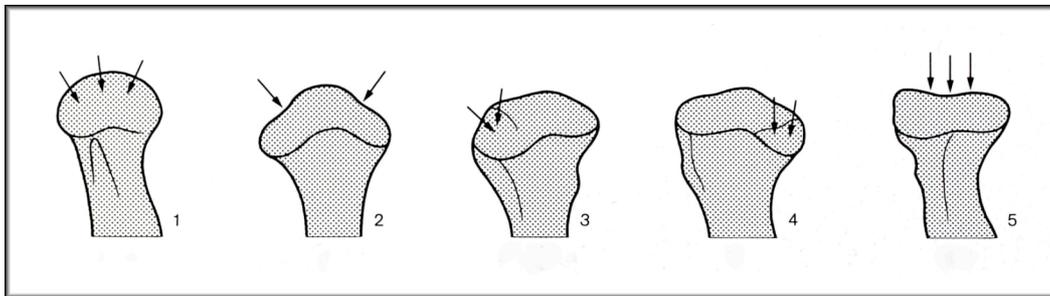


Abb. 5.2: Die fünf von Mongini am häufigsten beobachteten Kondylenformen (aus Mongini und Schmid, 1989). Die Pfeile zeigen die Bereiche der Nachmodellierung an.

Zur besseren Übersicht werden alle Präparate paarweise (jeweils von links nach rechts zuerst der Kondylus der rechten Seite, dann der Kondylus der linken Seite) in der Frontalansicht dargestellt.

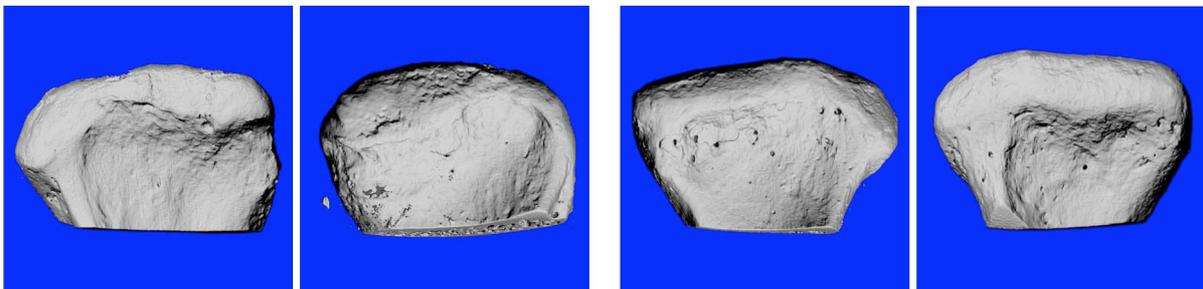


Abb. 5.3: Frontalansicht der Präparate 40 rechts und links sowie 71 rechts und links (von links nach rechts)

Ergebnisse

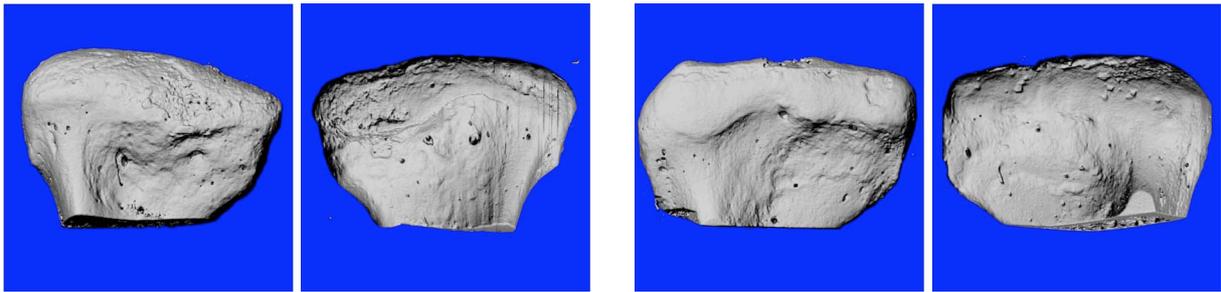


Abb. 5.4: Frontalansicht der Präparate 93 rechts und links sowie 94 rechts und links (von links nach rechts)

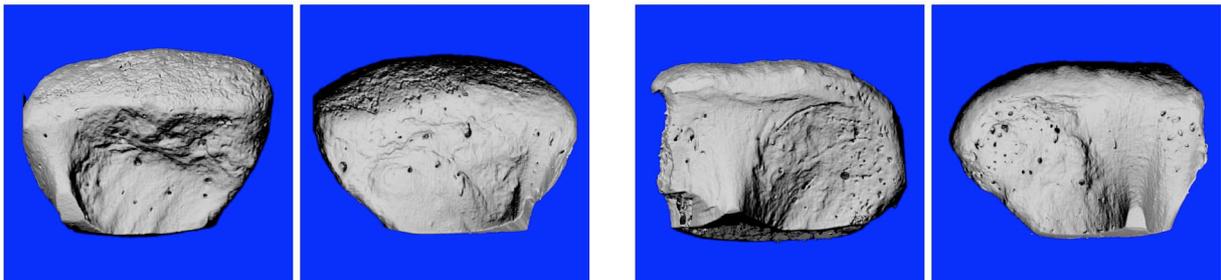


Abb. 5.5: Frontalansicht der Präparate 99 rechts und links sowie 101 rechts und links (von links nach rechts)

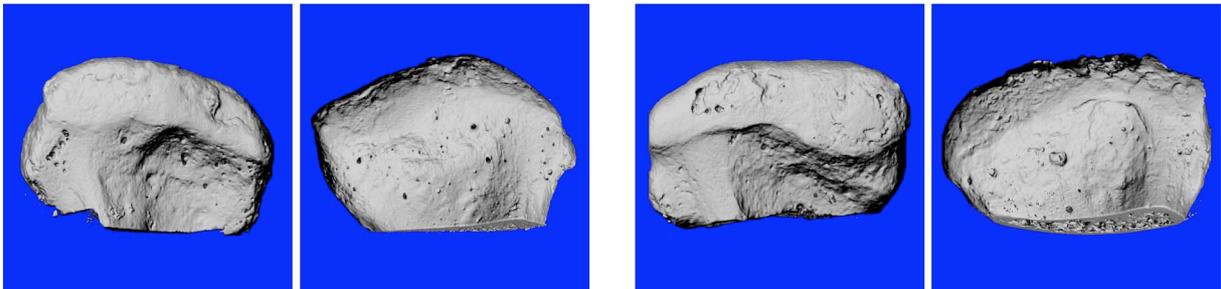


Abb. 5.6: Frontalansicht der Präparate 112 rechts und links sowie 113 rechts und links (von links nach rechts)

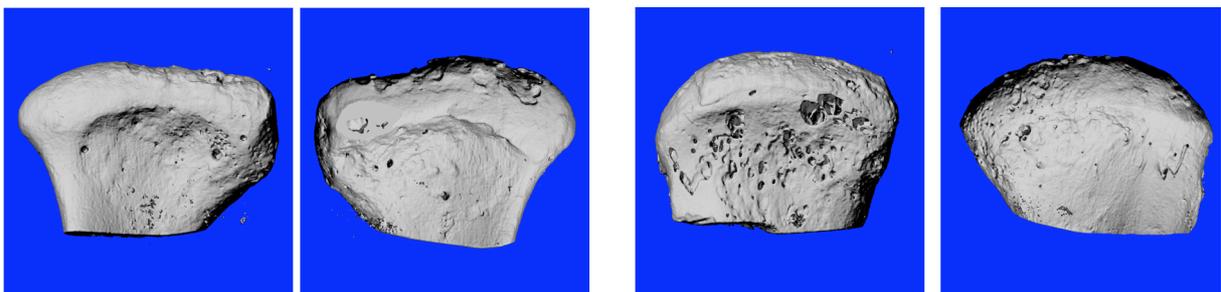


Abb. 5.7: Frontalansicht der Präparate 117 rechts und links sowie 134 rechts und links (von links nach rechts). Präparat 117 links zeigt eine deutlich aufgeraute Gelenkoberfläche. An 134 rechts sind zum Teil großflächige Perforationen der Kompakta speziell im anterioren Anteil des Kondylus am Übergang von der Gelenkoberfläche zur anterioren Konkavität feststellbar.

Ergebnisse

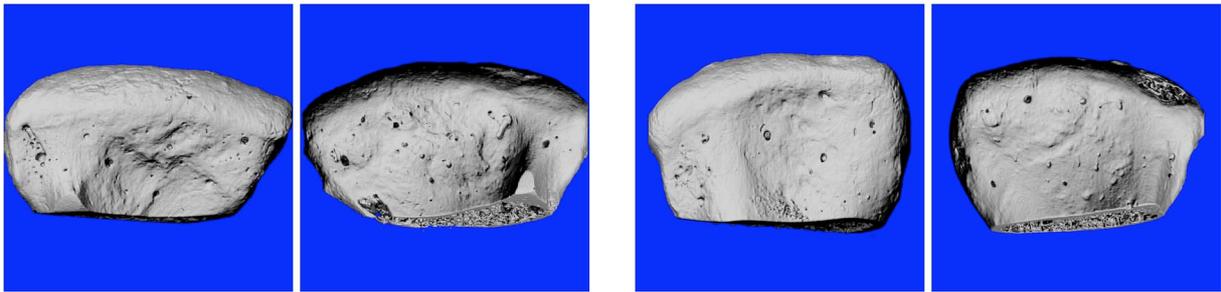


Abb. 5.8: Frontalansicht der Präparate 02 rechts und links sowie 03 rechts und links (von links nach rechts)

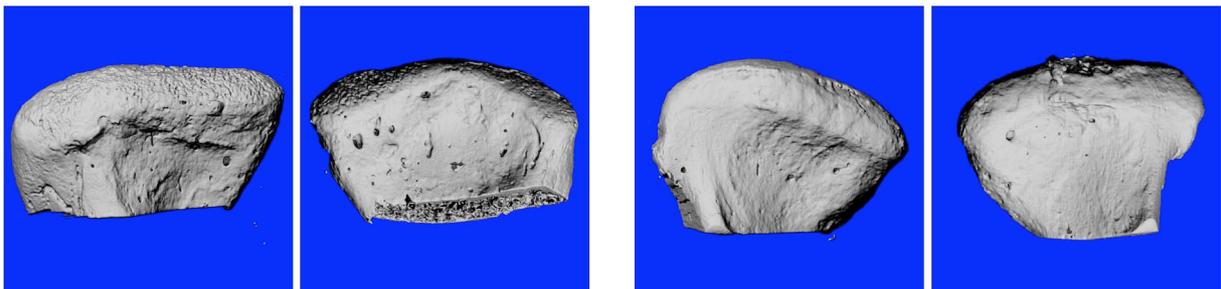


Abb. 5.9: Frontalansicht der Präparate 05 rechts und links sowie 32 rechts und links (von links nach rechts)

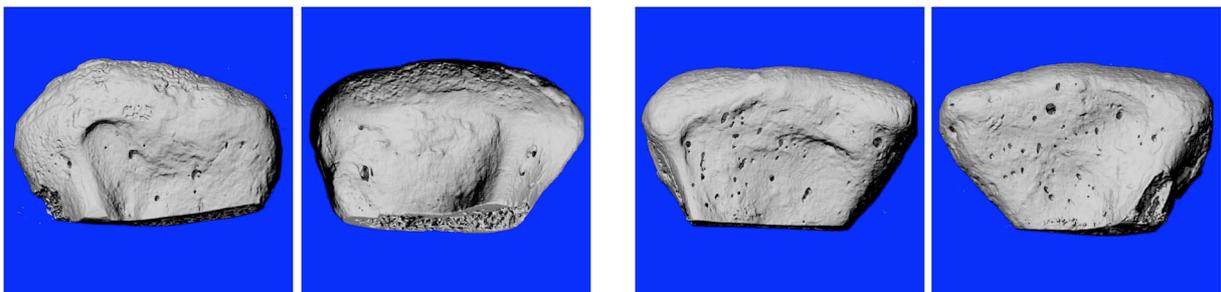


Abb. 5.10: Frontalansicht der Präparate 39 rechts und links sowie 42 rechts und links (von links nach rechts)

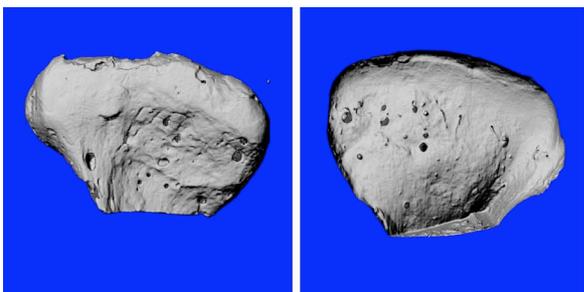


Abb. 5.11: Frontalansicht der Präparate 126 rechts und links (von links nach rechts)

Nur wenige Präparate wiesen die eigentlich typische Walzenform auf (02 rechts, 02 links, 71 links, 99 rechts und 39 links). Dagegen waren einige Kondylen mit annähernd runder Form, wie sie in Abb. 5.2 als Form 1 dargestellt ist, zu beobachten. So zeigten sich an den Präparaten 40 links, 99 links, 134 rechts, 134 links und 126 links Nachmodellierungen im

Ergebnisse

Bereich der zentralen Gelenkoberfläche und der beiden Gelenkpole. Beides zusammen führt zu der runden Gestalt der Kondylen.

Die Form Nummer 2 in Abb. 5.2 scheint nach remodellierenden Prozessen medial und lateral des zentralen Kondylenanteils zustande zu kommen. Diese Veränderungen konnten auch an den Präparaten 71 rechts, 112 links, 05 links, 42 links und 117 links festgestellt werden.

Deutlich am häufigsten stellen sich die Abweichungen von der Walzengestalt am lateralen Pol (Abb. 5.2 Form 3) und /oder medialen Pol (Abb. 5.2 Form 4) dar. Um- und Abbauprozesse führen zu einem Abfallen des lateralen Pols (101 links, 113 rechts, 05 rechts, 32 rechts und 39 rechts). Gleichzeitig konnten bei den Präparaten dieser Arbeit auch Remodellierungen am medialen Pol beobachtet werden (40 rechts, 101 rechts, 112 rechts, 113 links, 134 links, 03 rechts, 03 links, 32 links und 126 rechts). Veränderungen des medialen Pols allein konnten bei den Präparaten 93 rechts, 93 links, 94 links und 117 rechts gefunden werden.

Die fünfte und als letzte Figur in Abb. 5.2 angeführte Gestalt stellt einen vor allem im zentralen Bereich der Oberfläche abgeflachten Kondylus dar. Deutliche Ausprägungen dieser Form konnten an den Präparaten 94 rechts und 42 rechts festgestellt werden.

5.5 Form der arthrotischen Präparate in der Frontalansicht und 3D-Rekonstruktion der Mittelschnitte

Auch von den arthrotisch veränderten Präparaten wurden Rekonstruktionen in der Frontalansicht hergestellt. Osteophytenbildungen, aufgeraute Gelenkoberflächen, kraterförmige Einziehungen und unregelmäßige Aufwerfungen kennzeichneten die Frontalansichten der Kondylen. Aufgrund dieser deutlich ausgeprägten makroskopischen Unterschiede zu den nicht veränderten Kondylen erscheint es interessant, gleichzeitig zur frontalen Ansicht auch die 3D-Rekonstruktion der antero-posterioren Mittelschicht der Präparate darzustellen und somit einen visuellen Vergleich zwischen der äußeren Form und der trabekulären Architektur zu ermöglichen.

Ergebnisse

In den Mittelschnitten stellte sich die trabekuläre Architektur ungeordnet dar. Die Trabekel schienen stellenweise verschmolzen. Andererseits konnte auch die Bildung zystischer Hohlräume beobachtet werden.

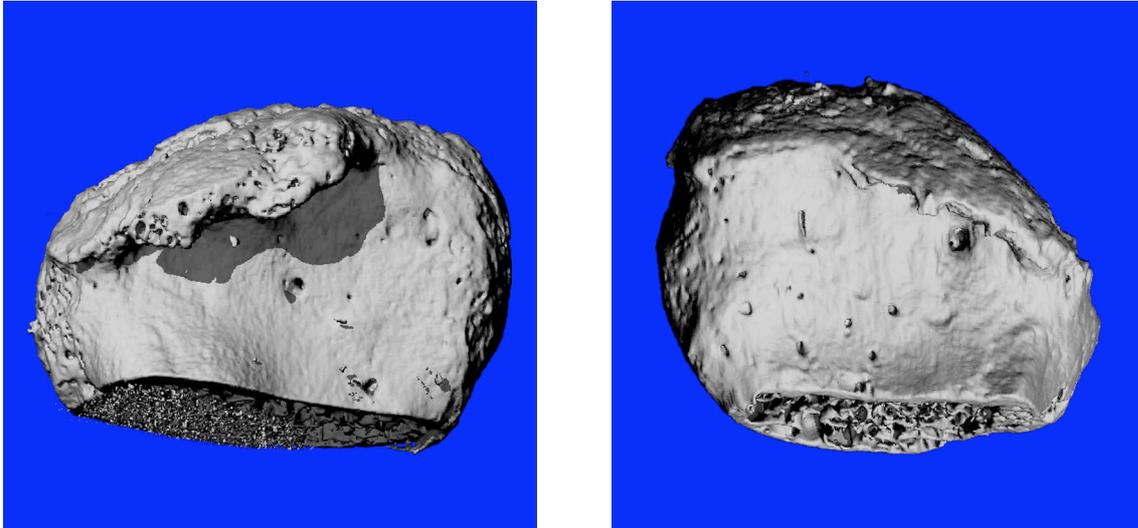


Abb. 5.12: Frontalansicht der Präparate 23 rechts und 23 links (von links nach rechts). Eine ausgeprägte osteophytäre Veränderung erstreckt sich am Präparat 23 rechts von lateral bis über die Mitte des Kondylus hinaus nach medial. Auch am Kondylus der linken Seite sind Osteophytenbildungen zu beobachten. Die Gelenkflächen beider Präparate erscheinen rau durch Aufwerfungen und Kraterbildungen.

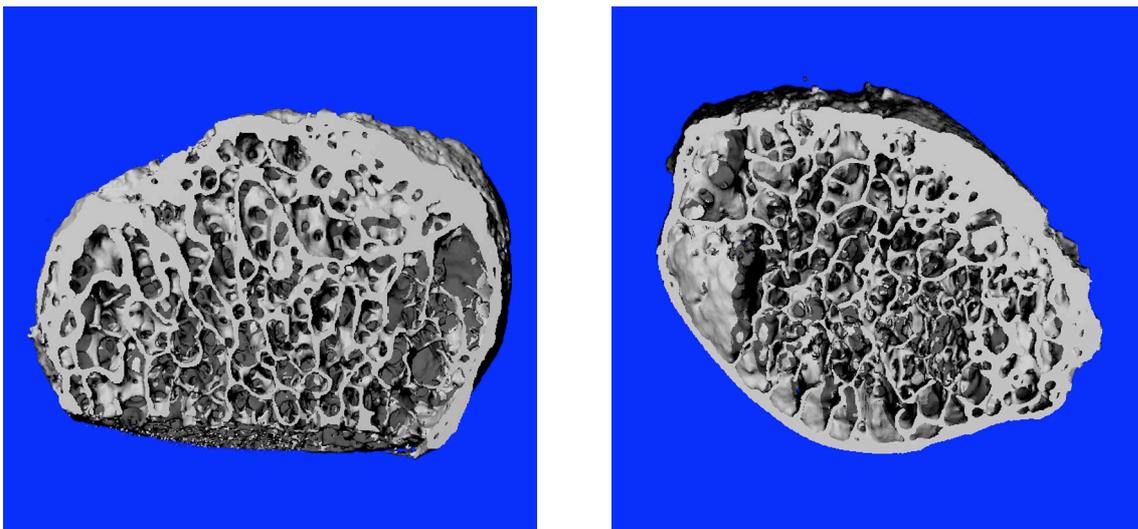


Abb. 5.13: Mittelschicht der Präparate 23 rechts und 23 links (von links nach rechts). Der Trabekelaufbau erscheint bei beiden Präparaten eher ungeordnet. Medial sind zystische Hohlräume zu erkennen, die beim Präparat 23 links stärker ausgebildet sind.

Ergebnisse

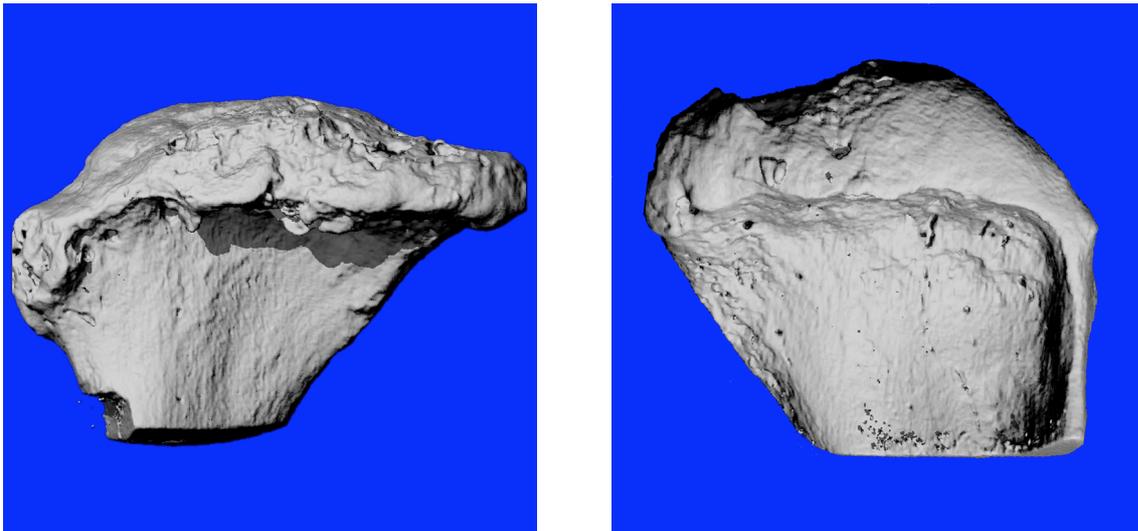


Abb. 5.14: Frontalansicht der Präparate 54 rechts und 54 links (von links nach rechts). Der Formunterschied zwischen dem rechten und dem linken Kondylus derselben Mandibel ist deutlich zu erkennen. Die exophytischen Veränderungen an 54 rechts verursachen eine Vorwölbung nach anterior. Die Gelenkoberfläche von 54 links ist stark zerklüftet und weist eine Einziehung im medialen Anteil auf.

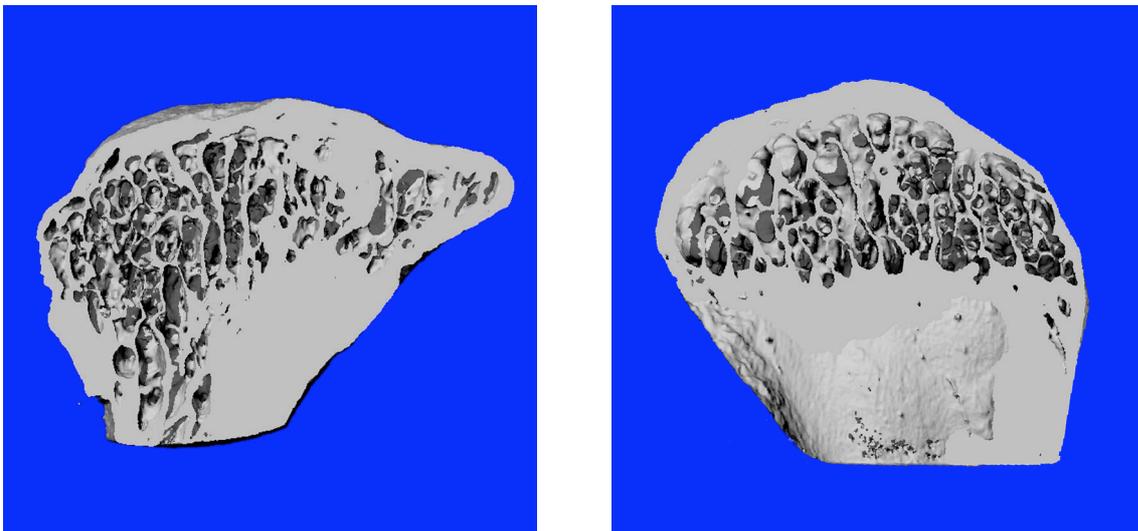


Abb. 5.15: Mittelschicht der Präparate 54 rechts und 54 links (von links nach rechts). Verdickung der Kompaktaschale an beiden Präparaten. Die trabekuläre Struktur erscheint an 54 rechts im medialen Anteil des Kondylus durch zu kompakter Knochenmasse verschmolzenen Trabekeln zurückgedrängt.

Ergebnisse

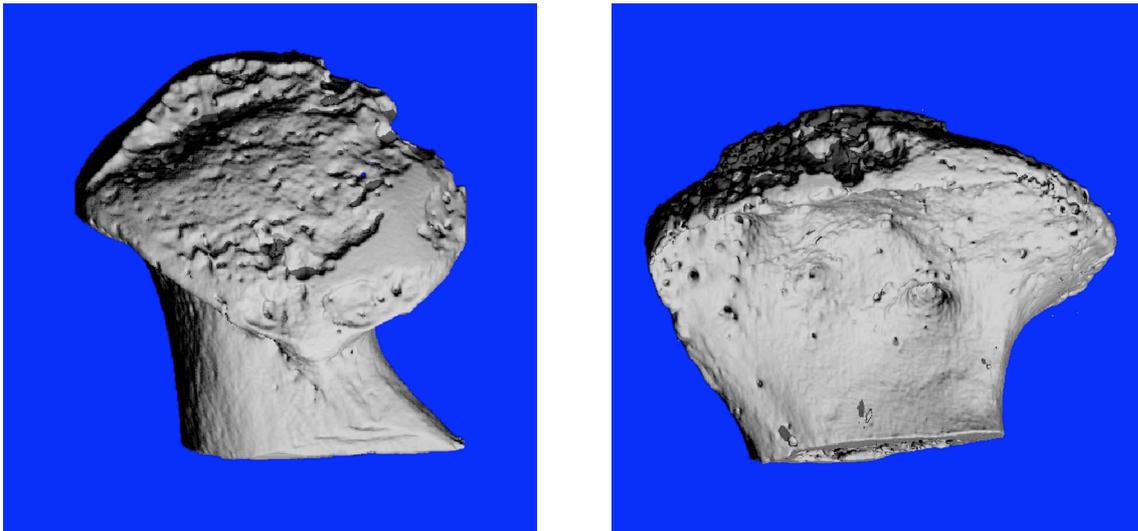


Abb. 5.16: Frontalansicht der Präparate 63 rechts und 63 links (von links nach rechts). Präparat 63 rechts ist der am stärksten veränderte Kondylus dieser Untersuchung. Der walzenförmige Gelenkkopf ist völlig einer nach anterior vorgewölbten und nach anterior abfallenden unebenen Struktur gewichen. Der linke Kondylus 63 zeigt wesentlich geringere Veränderungen, doch auch hier ist die Walzenform verloren gegangen. Die Gelenkfläche stellt sich exophytisch verändert dar; Kraterbildungen sind sichtbar.

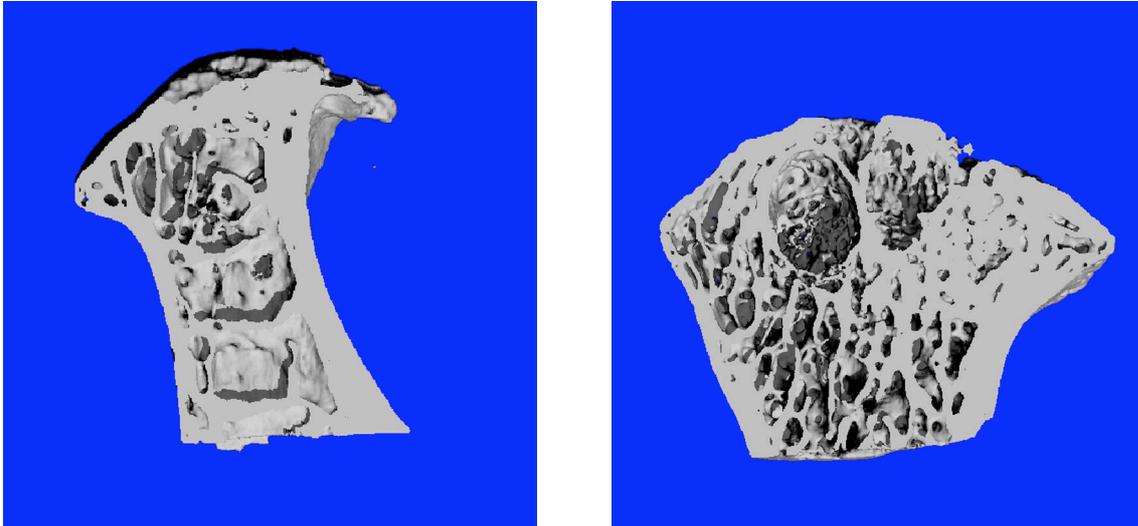


Abb. 5.17: Mittelschicht der Präparate 63 rechts und 63 links (von links nach rechts). Beim Präparat 63 rechts ist kaum noch trabekuläre Struktur feststellbar. Die Kompakta scheint verdickt und die Trabekel miteinander verschmolzen zu sein. Der Kondylus 63 links zeigt zystische Hohlräume, die stellenweise die Kompakta der Gelenkoberfläche durchbrechen. Auch hier ist die trabekuläre Struktur stellenweise verschmolzen.

Ergebnisse

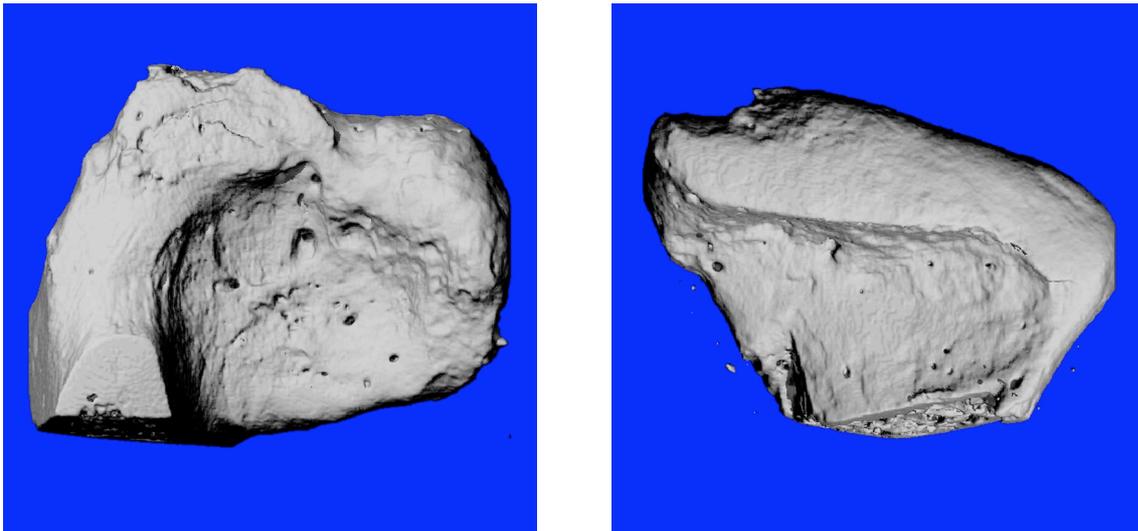


Abb. 5.18: Frontalansicht der Präparate 72 rechts und 72 links (von links nach rechts) mit deutlich differierender Form zwischen rechtem und linkem Kondylus. Präparat 72 rechts zeigt einen Abbau des lateralen Kondylenanteils mit exophythischer Veränderung der artikulierenden Oberfläche. Auch der laterale Anteil von 72 links erscheint abgeflacht, während die mediale Gelenkoberfläche kraterförmige Veränderungen aufweist.

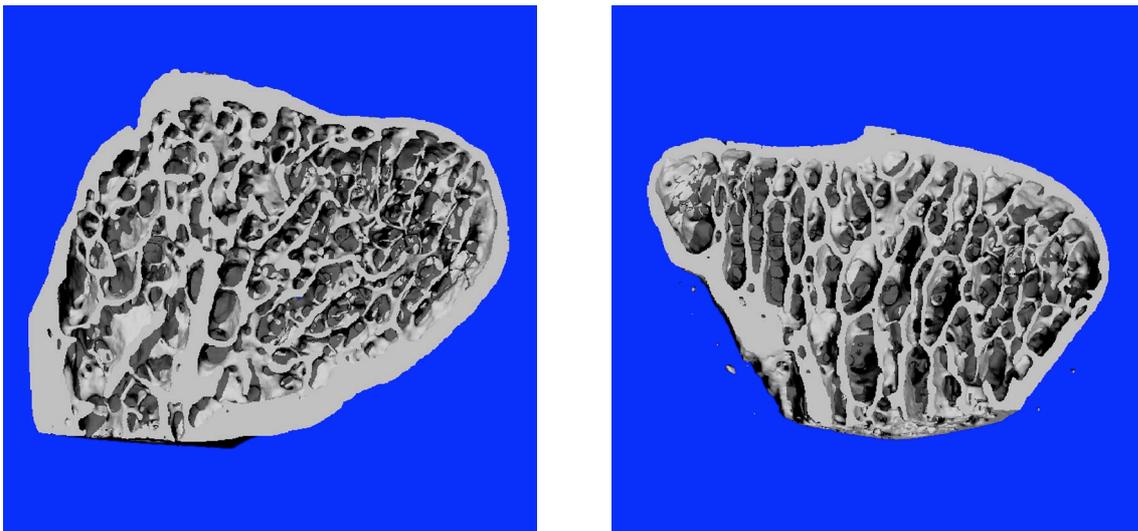


Abb. 5.19: Mittelschicht der Präparate 72 rechts und 72 links (von links nach rechts). Die Struktur des Präparates 72 rechts ist vorwiegend plattenförmig, während der Kondylus 72 links eine gemischte Struktur aufweist.

6 Diskussion

6.1 Diskussion des Materials

Die untersuchten Präparate entstammten einem Präparierkurs der Anatomischen Anstalt der LMU München und damit von Leichen, die nach einem üblichen Verfahren mit Formalin/Alkohol konserviert worden waren. Nach der Entnahme wurden sie über einen Zeitraum von einigen Monaten bis zu einem Jahr in gepufferter Formalinlösung gelagert.

Da für unsere Messungen auch Dichteparameter mit einbezogen wurden, muss hier der Frage nachgegangen werden, inwieweit die Lagerung des Materials vor der Untersuchung Einfluss auf die Dichte gehabt haben könnte. Mockenhaupt et al. (1994) und Lochmüller et al. (2001) konnten in ihren Untersuchungen zeigen, dass selbst die Applikation von Formalin über einen längeren Zeitraum keinen nennenswerten Einfluss auf die mittels DXA und Computertomographie bestimmten Eigenschaften des Knochens hat. Daher kann angenommen werden, dass die in dieser Untersuchung ermittelten Knochenparameter mit denen gleichaltriger lebender Patienten korrelieren und nicht durch die Konservierung in einem signifikanten Ausmaß negativ beeinflusst wurden. Dass die Konservierung keinen nennenswerten Einfluss auf die subchondrale Mineralisierung hat, konnte auch durch einige andere Untersuchungen bestätigt werden (Eckstein et al., 1995; Müller-Gerbl et al., 1989, 1990). In diesen wurde zwar ein gewisser Entkalkungseffekt bei einem pH-Wert unter sieben aufgezeigt, das subchondrale Muster blieb dabei jedoch in jedem Fall erhalten.

Für die gegebene Fragestellung spielte bei der Auswahl des Patientenkollektivs die Alters- und Geschlechtsverteilung eine untergeordnete Rolle. Einer Gruppe von elf Frauen standen zehn männliche Patienten gegenüber. Es konnten keinerlei Geschlechtsdifferenzen gefunden werden.

Diskussion

6.1.1 Gruppeneinteilung und -vergleich

Eine Grundfrage unserer Untersuchung ist, ob der von uns gewählte Vergleich von zahnlosen und bezahnten Mandibeln geeignet sein kann, um Aussagen über Belastungen treffen zu können. In einigen Untersuchungen mit Ratten konnte gezeigt werden, dass die Knochendichte des spongiösen Knochens des Corpus mandibulae (Kiliaridis et al., 1996; Bresin et al., 1999) und des Caput mandibulae (Bouvier, 1988) durch die Abnahme der Belastung beeinflusst wird. Diese Abnahme der mechanischen Belastung, die durch Verfütterung weicher Nahrung hervorgerufen wurde, bewirkte eine Abnahme der Knochendichte.

Die Zahnlosigkeit wurde als Hinweis dafür herangezogen, dass der/die Betroffene – auch wenn er/sie ggf. einen Zahnersatz trug - über einen längeren Zeitraum nicht mehr in der Lage war, seine Kiefergelenke anspruchsvoll zu belasten. Natürlich kann dadurch der Situation des Einzelfalls nicht immer adäquat Rechnung getragen werden. Bei dieser Untersuchung dienten die zahnlosen menschlichen Präparate als Modell für die Situation der reduzierten mechanischen Belastung, die den bezahnten und damit voll belasteten Kiefern gegenübergestellt wurden. Deshalb war der Zahnstatus allein ausschlaggebend für die Auswahl der einzelnen Präparate.

Zwei extrem unterschiedliche Situationen konnten dadurch miteinander verglichen werden: zum einen die des „Vollbezahnten“, zum anderen die des „Zahnlosen“. Jüngere Altersstufen mit vollständiger Bezahnung wären für die bezahnte Gruppe ideal, stehen aber im Präparierkursmaterial nicht zur Verfügung. Vollständig bezahnte Präparate sind bei einem durchschnittlichen Alter von 80,6 Jahren verständlicherweise jedoch kaum zu finden. Aber auch mit einer verminderten Anzahl von Zähnen kann noch immer von einer höheren Kauleistung und damit einer anderen funktionellen Beanspruchung für den Knochen als bei Zahnlosigkeit ausgegangen werden. Newton et al. (1993) postulieren eine Abnahme der Querschnittsfläche der Kaumuskulatur von etwa 30% im Zusammenhang mit dem Verlust der Zähne. Nach Helkimo et al. (1977) und Haraldson et al. (1979) reduziert sich die maximale Kaukraft bei Zahnverlust um das Vier- bis Sechsfache.

Diskussion

6.1.2 Wertigkeit des Materials

Für die bezahnte Gruppe lag die mittlere Anzahl von Zähnen im Oberkiefer bei 9,8 Zähnen, während im Unterkiefer noch 11,6 Zähne vorhanden waren. Damit war die Anzahl der Zähne sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer geringgradig höher als bei den Präparaten, die von Giesen und Ding (2004) untersucht wurden (Oberkiefer 8,5 bei einer Standardabweichung von 3,6; Unterkiefer 10,7 bei einer Standardabweichung von 2,4). Das Durchschnittsalter der Präparate lag bei 76,7 Jahren im Gegensatz zu $74,8 \pm 11,7$ Jahren in der Studie von Giesen und Ding (2004).

Bei der zahnlosen Gruppe lag das Durchschnittsalter höher als bei den bezahnten Präparaten. Mit 81,4 Jahren war es aber geringer als bei der gleichnamigen Gruppe von Giesen ($85,2 \pm 8,5$ Jahre). Der Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen war damit nicht sehr hoch, so dass nicht davon ausgegangen werden kann, dass die Ergebnisse dadurch beeinflusst wurden.

In welchem Alter der Zahnverlust bei den Präparaten eingetreten war und ob bzw. welcher Zahnersatz getragen worden war, konnte leider nicht festgestellt werden. Die Zeitspanne der reduzierten mechanischen Belastung wie auch deren Ausmaß ist daher unbekannt. Die Makroanatomie der Mandibeln der zahnlosen Präparate deutete mit abgeflachten Kieferkämmen und deutlich vergrößerten Kieferwinkeln darauf hin, dass die veränderte Belastungssituation schon länger bestanden hatte. Weiters kann man voraussetzen, dass auch mit suffizientem prothetischem Ersatz - in diesen Fällen mit schleimhautgetragenen Totalprothesen - nicht dieselbe Kaukraft wie mit der natürlichen Bezahnung erreicht werden kann. Zusätzlich verändert sich mit dem Tragen von Prothesen auch meistens das Ernährungsverhalten der Patienten hin zu weicherer Kost. Im Tierversuch machte sich eine Veränderung der Nahrungskonsistenz in einer verminderten Knochendichte des Caput mandibulae bemerkbar (Bouvier, 1988). Damit kann davon ausgegangen werden, dass ein Einfluss auf die trabekuläre Struktur des menschlichen Caput mandibulae gegeben war.

Die Anzahl der Präparate war mit 21 nicht sehr hoch, erschien aber für eine statistische Auswertung der Daten ausreichend.

6.2 Diskussion der Methode

In dieser Untersuchung wurden folgende Anforderungen an die Methode gestellt:

- Darstellung der trabekulären Struktur des Caput mandibulae in allen drei Dimensionen
- Unabhängigkeit von Schnittebenen
- Möglichkeit der Berechnung ausgewählter Strukturparameter des trabekulären Knochens

6.2.1 Wertigkeit der Methode und der Parameter

Zur Untersuchung des trabekulären Knochens, insbesondere zur Bestimmung seiner Strukturparameter stehen prinzipiell mehrere Methoden zur Verfügung, die sich aber hinsichtlich der Berechnung der Strukturparameter und der Darstellung der trabekulären Architektur deutlich voneinander unterscheiden (mikroskopische Schnitttechnik, klinisches CT, μ CT, pQCT, MRT, FEM).

Sehr rasch stellte sich heraus, dass die Mikro-Computertomographie (μ CT) ohne Zweifel am besten geeignet ist, den geforderten Ansprüchen gerecht zu werden.

Mit der μ CT lässt sich die Architektur des trabekulären Knochens in allen drei Dimensionen darstellen, ohne dass auf Modellannahmen zurückgegriffen werden muss. Aus der Analyse der Architektur können Rückschlüsse auf die Belastung gezogen werden. Im Gegensatz zur viel verwendeten Dünnschnitttechnik geht sie nicht mit der Zerstörung der Präparate einher. Dies ist von Vorteil, wenn mechanische Testverfahren oder chemische Untersuchungen derselben Proben erwünscht sind. Auch das aufwendige Einbetten und Vorbereiten der Präparate ist nicht mehr notwendig. Als Nachteil muss der hohe Kostenaufwand bei Anschaffung der Geräte gewertet werden. Ein methodisch bedingter Nachteil des μ CT wie auch jedes anderen CT-Systems ist, dass die Messungen immer mit einer Glättung der Bilder einhergehen. Es erscheint daher möglich, dass der Beitrag von konvexen und konkaven Knochenanteilen und Knochenhöhlen sich in Bezug auf ein bestimmtes – allerdings sehr

Diskussion

kleines - Knochenvolumen aufhebt. Die Glättung hat den unerwünschten Effekt der Herabsetzung der Durchmesser der knöchernen Anteile. Um diesen Fehler möglichst gering zu halten, ist es notwendig, die VOIs groß genug zu wählen. Damit kann gewährleistet werden, dass die Randunschärfen ausgeglichen werden. Dies wurde auch in unserer Untersuchung mit einem gewählten Volumen von 4mm Höhe und mindestens 1,5mm Breite berücksichtigt.

Die räumliche Auflösung wurde in dieser Arbeit auf 27 μ m festgelegt. Die kleinsten in dieser Untersuchung bestimmten metrischen Werte lassen sich bei der gegebenen Auflösung von 27 μ m hinreichend erfassen.

Inwieweit die mikrostrukturellen Parameter des trabekulären Knochens von der räumlichen Auflösung beeinflusst werden, ist schon öfters untersucht worden. Klar ist dabei festgestellt worden, dass Tb.Sp und Tb.N im Gegensatz zu DA und Tb.Th nur eine geringe Abhängigkeit von der räumlichen Auflösung aufweisen (Korioth et al., 1998). Diese Untersuchung wurde aber bei einer Auflösung von 40 μ m durchgeführt, also deutlich schlechter als bei der vorliegenden Untersuchung. Nach Müller et al. (1996) besteht eine starke Abhängigkeit der Parameter von der räumlichen Auflösung. Allerdings konnte festgestellt werden, dass sich die Werte bis zu einer Auflösung von 175 μ m linear verändern. Unsere Ergebnisse, die mit einer Auflösung von 27 μ m erzielt wurden, können daher als aussagekräftig angesehen werden.

Day et al. (2000) kommt der Verdienst zu, die Messungen des μ CT validiert zu haben. Identische Knochenproben wurden sowohl mittels μ CT als auch mittels indirekter Berechnungsmethoden unter Annahme des Plattenmodells hinsichtlich ihrer Strukturparameter ausgewertet. Beim Vergleich der Ergebnisse stellt sich heraus, dass die Einschätzung der mittels des „Plattenmodells“ berechneten Trabekeldicke zu niedrig war. Dies stimmt auch mit den Ergebnissen von Hildebrand et al. (1999) überein. Auch der Wert des Trabekelabstandes wird durch die Annahme eines Plattenmodells verfälscht. Bei Anwendung von Modellannahmen stellten sich also Trabekeldicke und Trabekelabstand als vom Knochenvolumen abhängig verzerrt heraus. Dies resultierte aus der Tatsache, dass Proben mit kleinerem Volumenanteil eher stäbchenähnlich waren als die mit hohem Knochenvolumenanteil. Die Autoren empfehlen daher die Verwendung dreidimensionaler Strukturindizes vor allem dann, wenn Knochenproben mit unterschiedlichen

Diskussion

Knochenvolumenanteilen verglichen werden. Diese 3D-Strukturindizes können mit dem μ CT bestimmt werden.

6.2.2 Gewählte Einstellungen

Beim μ CT können Proben verschiedenster anatomischer Lokalisationen und auch unterschiedlicher Spezies untersucht werden. Aus diesem Grund ist es notwendig, die Einstellungen bezüglich Messdauer, Auflösung oder Schichtdicke der jeweiligen Situation entsprechend anzupassen, um korrekte Ergebnisse zu erhalten. Vor den Messungen können die gewünschten Einstellungen in einem Softwareprotokoll gewählt und gespeichert werden. Dadurch wird garantiert, dass alle Proben der jeweiligen Untersuchung in gleicher Weise bearbeitet werden.

Der bei dieser Messung eingesetzte „Medium-Scan-Mode“ mit einer Integrationszeit von 72ms stellt eine Kompromisslösung zwischen Scandauer und Qualität der Ergebnisse dar (Nägele et al., 2004). Bei höheren Integrationszeiten und dem höchsten Scannmodus wären noch qualitativ höherwertigere Ergebnisse erzielbar. Dadurch würde sich aber die Scandauer vervielfachen.

Die in dieser Untersuchung angewendete Auflösung der μ CT Bilder ist mit 14-28 μ m höher als sie derzeit in vivo erzielt werden kann. Mittels Magnetresonanztomographie (MRT) oder der „peripheral quantitated computed tomography“ (pQCT) können durch hoch auflösende Bildtechniken an sich auch Darstellungen des trabekulären Knochens angefertigt werden, deren Auflösung mit 150-500 μ m gut genug ist, um die Trabekelstruktur zu beurteilen. Rügsegger und Müller (1995) konnten eine hohe Abhängigkeit zwischen den strukturellen Eigenschaften und der Auflösung feststellen. Wenn sehr präzise Resultate erwünscht sind, muss die höchste Auflösung gewählt werden, um korrekte Werte zu erhalten. Die Autoren konnten aber auch zeigen, dass die Abhängigkeit von der Auflösung eher gleichmäßig ist, so dass sie bis zu einer Voxelgröße von etwa 200 μ m gut korrigiert werden kann. Basierend auf ihrer Arbeit über Auflösungen konnten Müller et al. (1996) zeigen, dass die Strukturindizes zwar eine hohe Abhängigkeit von der Auflösung aufweisen, dass deren Werte aber unter Anwendung von Kalibrierungs-Prozessen aus 3D-Rekonstruktionen mit einer Auflösung von

Diskussion

175µm bestimmt werden können. Die Möglichkeit, die trabekuläre Struktur des Caput mandibulae in vivo zu untersuchen, scheint dadurch in Zukunft gegeben.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

6.3.1 Ergebnisse der bezahnten und der unbezahnten Präparate

Im Folgenden werden die Ergebnisse nach Parametern geordnet diskutiert und ihre Wertigkeit bezüglich der Literatur überprüft.

6.3.1.1 Knochendichte

Mit dem Altern geht im Regelfall eine deutliche Abnahme der Knochendichte einher (Ding et al., 1997). Die Erwartung eines niedrigen Knochenvolumens und damit eines niedrigen BV/TV Wertes bei den menschlichen Kieferköpfchen liegen daher nahe. Untersuchungen konnten zeigen, dass es bei Zahnlosigkeit zu einer Abnahme des Knochenvolumens von 22-25% kommt (Hongo et al., 1989b; Kawashima et al., 1997). Diese altersabhängige Veränderung konnte in unserer Arbeit aber nicht bestätigt werden.

Die Werte für die Knochendichte lagen bei den bezahnten Präparaten zwischen 20% und 23,9% und stellten sich niedriger dar als bei den zahnlosen, bei denen das Knochenvolumen zwischen 17,5% und 25,7% schwankte. Die Knochendichte dieser Kieferköpfchen liegt somit im Bereich von Hüftknochen (15,2%; Ulrich et al. 1999) und Femurkopf (20,6%; Ulrich et al. 1999).

Hongo et al. (1989b) und Kawashima et al. (1997) fanden in ihrer Untersuchung des menschlichen Caput mandibulae mittels Soft-x-ray-Bildern ein Knochenvolumen zwischen 18% und 30%. Das höhere Ergebnis könnte durch die größere angewandte Schichtdicke von 400-500µm bedingt sein. Vergleicht man hingegen die Ergebnisse dieser Untersuchung mit

Diskussion

denen von Giesen und van Eijden (2000), so kann festgestellt werden, dass trotz ähnlicher Untersuchungsmethode mit dem μ CT bei den Präparaten von Giesen ein deutlich geringeres Knochenvolumen (14,3-17,3%) auftrat. Die Bestimmung des Knochenvolumens wird bei Untersuchungen mittels μ CT maßgeblich von der Wahl des Schwellenwertes beeinflusst. Rügsegger et al. (1996) beobachteten bei einer 10%igen Veränderung des Schwellenwertes eine 5%ige Änderung des Knochenvolumens. Die unterschiedlichen Ergebnisse könnten also auf die Wahl eines unterschiedlichen Schwellenwertes zurückgeführt werden. Des Weiteren kann sich die Konservierungsmethode, aber auch die Anwesenheit von Knochenmark in den Proben beeinflussend auswirken.

In der Gruppe der bezahnten Präparate ergab sich zwar die höchste Knochendichte im 4. Volumen, die des 3. Volumens war allerdings nur geringfügig niedriger. Nach Smit et al. (1997) sind lokalisierte höhere Knochendichten eher auf multiple Belastungsmuster als auf eine höhere Druckbelastung zurückzuführen. Standlee et al. (1981) kamen nach photoelastischen Druckuntersuchungen zu dem Schluss, dass der Kondylus nicht starken zyklischen und unidirektionalen Kräften ausgesetzt ist, sondern eher zur Aufnahme zwar weniger starker, aber variierender Kräfte geschaffen ist. Die dichte Knochenstruktur im 3. und 4. Volumen kann daher als Anpassung an ein sich variierendes Belastungsmuster gewertet werden.

Im lateralen Anteil war das Knochenvolumen deutlich geringer. Die Knochenstruktur erscheint hier nicht geschaffen, um hohen Belastungen zu widerstehen.

Bei den Kieferköpfchen der zahnlosen Präparate stellte sich die Situation sehr ähnlich dar. Im mittleren Volumen war der Knochen am dichtesten. Entgegen allen Vermutungen konnte in dieser Gruppe der höchste Wert für die Knochendichte beobachtet werden. Sowohl nach medial als auch nach lateral hin nahm die Knochendichte ab und erreichte den niedrigsten Wert im lateralen Volumen. Trotz der durch die Zahnlosigkeit veränderten Situation scheint die herrschende Belastung keine Verringerung der Knochendichte in den zentralen Regionen herbeizuführen.

Diskussion

Vergleicht man die beiden Gruppen miteinander, so kann kein signifikanter Unterschied zwischen dem Knochenvolumen der Kieferköpfchen von Bezahnten und Zahnlosen festgestellt werden, auffallend ist jedoch der beiden Gruppen gemeinsame niedrige Knochenanteil im lateralen Volumen. Auch Giesen und van Eijden (2000) konnten einen Dichteunterschied zwischen den peripheren Anteilen des Caput mandibulae (18%) und den zentralen (21%) feststellen. Lateraler und medialer Anteil wiesen zwar niedrige Werte für das Knochenvolumen auf, unterschieden sich jedoch nur sehr geringfügig.

Auch von diesen Autoren wird die niedrigere Knochendichte als Zeichen einer niedrigeren Belastung gewertet.

Die nahe liegende Vermutung, dass bei den Zahnlosen auf Grund der Abnahme der Belastung auch das Knochenvolumen abnimmt, konnte in dieser Untersuchung nicht bestätigt werden. Die Beanspruchung der Gelenkstruktur scheint ausreichend, um die Mikrostruktur des Knochens zu erhalten, allerdings in einer der veränderten Situation angepassten Form.

Die Ergebnisse lassen darauf schließen, dass trotz Zahnlosigkeit immer noch genug Belastung herrscht, um den Knochen in seiner Architektur zu erhalten, dass sich aber der Knochen der veränderten Belastungssituation nicht durch Änderung des Volumens oder Abnahme der Trabekel, sondern durch deren Umorientierung (siehe Anisotropiegrad) anpasst.

6.3.1.2 Trabekeldicke

Die Trabekeldicke ist nach Ding und Hvid (2000) einer der wichtigsten morphometrischen Parameter zur Beschreibung von spongiossem Knochen. An menschlichen Femura (McCalden et al., 1997) und Lendenwirbelkörpern (Dempster et al., 1993) konnte gezeigt werden, dass die Dicke der Trabekel mit dem Alter abnimmt. Es wurde aber auch festgestellt, dass sich die Trabekeldicke in der Hüfte (Parfitt et al., 1983) und die Dicke der vertikal gerichteten Trabekel in Wirbelkörpern (Bergot et al., 1988) mit zunehmendem Alter nicht verringern. Aus histomorphometrischen Analysen von Wirbelkörpern wurde geschlossen, dass der altersabhängige Knochendichteverlust das Resultat aus einer Kombination von zwei Mechanismen ist, nämlich dem Abbau vor allem der horizontal gerichteten Trabekel sowie der Ausdünnung der verbleibenden Trabekel. Die Dickenabnahme findet daher an Wirbelkörpern

Diskussion

vorwiegend an den nicht lasttragenden, also den horizontal verlaufenden Trabekeln statt, während die vertikal ausgerichteten Trabekel unverändert bleiben (Mosekilde, 1988). Außerdem scheint der Verlust von trabekulären Platten der dominante Faktor bei Frauen zu sein, während bei Männern die Ausdünnung der Trabekel überwiegt (Müller et al., 1996).

Die Werte für die Trabekeldicke bewegten sich, wenn man alle Präparate in Betracht zieht, zwischen 0,169mm und 0,206mm. Verglichen mit anderen anatomischen Lokalisationen, wie beispielsweise dem Rumpf mit 0,100mm oder der Hüfte mit 0,140mm (Goulet et al., 1994; Kinney und Ladd, 1998; Müller et al., 1998), sind sie als eher hoch einzustufen. In den Untersuchungen mittels Soft-x-ray-Bildern von Hongo et al. (1989b) und Kawashima et al. (1997) lagen die Trabekeldicken beim menschlichen Caput mandibulae zwischen 0,270mm und 0,340mm und stellten sich somit deutlich höher dar als in dieser Arbeit. Beim Schwein fanden Teng und Herring (1995) eine Trabekeldicke von 0,230-0,270mm am Kondylus. Im Gegensatz dazu konnten Giesen und van Eijden (2000) in einer dieser Untersuchung ähnlichen Arbeit am Kondylus Trabekeldicken von 0,100mm feststellen. An menschlichen Tibiaproben konnten Ding und Hvid (2000) nachweisen, dass die Abnahme der Dicke der trabekulären Struktur erst ab einem Alter von 80 Jahren signifikant war, während sich der Wert für die Trabekeldicke in der Periode vom 20sten bis zum 80sten Lebensjahr relativ unverändert verhielt. Dies scheint auch in dieser Untersuchung bestätigt zu werden und stützt die Hypothese, dass die verbleibenden Trabekel einer kompensatorischen Verdickung unterworfen sind und damit die mittlere Trabekeldicke bei zunehmendem Alter unverändert bleibt.

Bei den Kondylen der bezahnten Mandibeln waren die Trabekel im 3. und 4. Volumen relativ dicker als in den anderen Volumina.

Die höchste Trabekeldicke konnte bei den zahnlosen Präparaten zwar im mittleren (3.) Volumen gefunden werden, aber auch das 2. und 4. Volumen wiesen ähnlich dicke Trabekel auf. Lediglich lateral und medial erschienen die Werte deutlich geringer.

Die Werte für die Trabekeldicke lagen eng beieinander und unterschieden sich deshalb nicht signifikant. Auch in der Untersuchung von Giesen und Ding (2004) war der Unterschied zwischen der durchschnittlichen Trabekeldicke der bezahnten Präparate mit 0,128mm und der der zahnlosen mit 0,124mm nicht sehr groß. Im Durchschnitt konnten aber in dieser Arbeit bei den bezahnten Präparaten dünnere Trabekel als bei den zahnlosen gefunden werden. Die

Diskussion

Annahme, die Trabekeldicke würde bei den zahnlosen Präparaten niedrigere Werte aufweisen, konnte damit nicht verifiziert werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stehen daher im Gegensatz zu denen von Hongo et al. (1989a) und Kawashima et al. (1997), die sehr wohl eine Abnahme in diesem Parameter bei zahnlosen Präparaten feststellen konnten. Der Grund dafür, dass bei der Gruppe der Zahnlosen eine geringgradig höhere Dicke gefunden wurde, wird von uns in einer durch das höhere Alter zu erklärenden kompensatorischen Verdickung der Trabekel gesehen.

Die Dicke der trabekulären Struktur scheint daher durch die unterschiedlichen Situationen von bezahnten und zahnlosen Mandibeln nicht relevant beeinflusst zu sein.

6.3.1.3 Trabekelabstand

Der Abstand der Trabekel nimmt mit steigendem Alter zu. Da dann das Knochenvolumen und damit auch die Anzahl der Trabekel abnehmen, erscheinen die verbleibenden trabekulären Elemente weiter voneinander entfernt. Ein geringer Trabekelabstand tritt bei einem dichten trabekulären Netzwerk auf. Eine solche Struktur erscheint, wie schon erwähnt, zur Aufnahme von Belastungen mit variierender Richtung wie geschaffen.

Bei den Präparaten dieser Untersuchung bewegten sich die Werte für den Trabekelabstand zwischen 0,695mm und 0,824mm. Der an Hüftknochenproben (Goulet et al., 1994; Kinney und Ladd, 1998; Müller et al., 1998) gemessene Trabekelabstand war mit Werten zwischen 0,640mm und 0,770mm ähnlich hoch. Wirbelkörper weisen dagegen mit 1,470mm einen wesentlich größeren Trabekelabstand auf (Kinney und Ladd, 1998). Am Caput mandibulae des Schweins konnten Teng und Herring (1995) einen niedrigeren Trabekelabstand (0,230mm – 0,270 mm) feststellen. Während Giesen und van Eijden (2000) in ihrer Untersuchung am menschlichen Caput mandibulae einen Trabekelabstand von 0,532mm fanden, wurden in einer weiteren Arbeit von Giesen und Ding (2004) höhere Werte von 0,641mm bis 0,679mm festgestellt.

Bei den bezahnten Präparaten erwiesen sich die Trabekel des 4. Volumens als am wenigsten voneinander entfernt. Diese eher dichte Anordnung der trabekulären Struktur kann als

Diskussion

Hinweis auf eine vermehrte Belastung aus unterschiedlichen Richtungen in dieser Region gewertet werden. In den anderen Volumina nach medial und lateral hin wurde der Trabekelabstand deutlich größer.

Bis auf das laterale Volumen, in dem die Trabekel mit einem Wert von 0,824mm doch sehr weit voneinander entfernt erschienen, bewegten sich die Werte für die anderen vier Volumina der zahnlosen Präparate in einem ähnlich hohen Bereich. Während lateral eine lockere Anordnung der Trabekel ausreichend zu sein scheint, spricht die homogene Verteilung in den übrigen Volumina für eine gleichmäßige Belastungsverteilung.

Im Vergleich zwischen den beiden Gruppen ergaben sich keine Unterschiede. Übereinstimmend erwiesen sich die Trabekel des lateralen Volumens sowohl bei den bezahnten als auch bei den zahnlosen Präparaten als am weitesten voneinander entfernt. Dass der Abstand der Trabekel in der Peripherie des Kondylus größer ist als in seinen zentralen Anteilen, konnte auch von Giesen und van Eijden (2000) festgestellt werden. Diese Untersuchung differenzierte allerdings nicht zwischen dem medialen und dem lateralen Anteil, sondern betrachtete diese gemeinsam. Im Gegensatz dazu zeigen die Resultate der vorliegenden Arbeit, dass sehr wohl deutliche Unterschiede zwischen dem medialen und dem lateralen Anteil des Caput mandibulae bestehen.

6.3.1.4 Trabekelanzahl

Eine Beurteilung der Trabekelanzahl ist besonders im Zusammenhang mit dem Knochenvolumen sinnvoll, da sich mit seiner Veränderung auch die Trabekelanzahl ändern kann. Interessant ist in diesem Zusammenhang, dass beispielsweise die Abnahme des Knochenvolumens zu einem gewissen Anteil durch eine Abnahme der Trabekelanzahl und durch die Ausdünnung der noch vorhandenen Trabekel stattfindet. Untersuchungen an Potoroos (Kaninchenkänguru) konnten zeigen, dass nach achtwöchiger Nichtbeanspruchung das Knochenvolumen um 35% abnahm (Biewener et al., 1996). Diese Veränderung schlug sich zu 25% in einer Ausdünnung der vorhandenen Trabekel und nur zu 16% in der Abnahme

Diskussion

der Trabekelanzahl nieder. Ein ähnliches Muster der Knochendichteabnahme konnte auch an der proximalen Tibia des Hasen beobachtet werden (Schaffler et al., 1992).

In der vorliegenden Untersuchung ergaben sich für die Trabekelanzahl Werte zwischen 1,202 und 1,375 mm^{-1} . Damit lag die Trabekelanzahl der Kondylen im Bereich zwischen Wirbelkörpern (1,180 mm^{-1} , Hou et al., 1998) und Hüftknochen (1,390 mm^{-1} , Goulet et al., 1994). Am Schwein konnte am Caput mandibulae eine wesentlich größere Trabekelmenge festgestellt werden (Teng und Herring, 1995). Mit Werten zwischen 2,4 und 2,9 mm^{-1} waren fast doppelt so viele trabekuläre Elemente vorhanden wie beim menschlichen Caput mandibulae. Auf Grund dieser hohen Werte wurde der Schluss gezogen, dass der Kondylus beim Schwein hohen Druckbelastungen ausgesetzt ist. Man darf aber bei Rückschlüssen auf das menschliche Caput mandibulae speziesspezifische Unterschiede nicht außer Acht lassen. Die Resultate der vorliegenden Untersuchung waren nicht nur niedriger als die vom Schwein, sondern auch geringfügig niedriger als die von Giesen und Ding (2004) mit 1,660 mm^{-1} am menschlichen Kondylus gefundenen.

Eine hohe Trabekelanzahl deutet auf eine sehr feine Knochenstruktur hin. Diese ist ideal, um sehr unterschiedlichen Belastungssituationen gerecht zu werden (Smit et al., 1997). Davon kann im Fall des Kieferköpfchens ausgegangen werden.

Obwohl zwischen den fünf Volumina der bezahnten Gruppe kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte, war doch auffallend, dass das laterale Volumen die niedrigste Trabekelanzahl aufwies. Für das 4. Volumen ergab sich der höchste Wert. Nach medial und lateral nahm die Trabekelanzahl ab. Die Schlussfolgerung liegt daher nahe, dass die vermehrte Anzahl an Trabekeln im 4. Volumen durch eine hier höhere, in der Richtung variierende Belastung bedingt zu sein scheint. Bei den zahnlosen Präparaten ergaben sich für die mittleren drei Volumina ähnlich hohe Werte, während medial und vor allem lateral deutlich weniger Trabekel in den Volumina gefunden werden konnten. Die Belastung scheint gleichmäßiger über die drei mittleren Volumina verteilt zu sein, oder es hat einfach eine vorwiegend mediale Belastung abgenommen. Die Trabekel wurden als Anpassung an die Situation in diesem Gebiet abgebaut, und nun erscheinen die Werte in den drei mittleren Volumina gleich.

Diskussion

Im Vergleich zwischen den Gruppen war zwar kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen feststellbar, aber die geringen Trabekelanzahlen im lateralen Volumen waren auffällig. Zwar stellte sich auch das mediale Volumen mit einer geringeren Trabekelanzahl dar, dieser Unterschied zwischen medialem und lateralem Volumen war jedoch bei den bezahnten Präparaten weniger deutlich ausgeprägt als bei den zahnlosen Präparaten. Egal, ob mit oder ohne Dentition, die niedrigeren Trabekelzahlen in den peripheren Regionen des Caput mandibulae sprechen für ein geringeres Maß an Belastung.

6.3.1.5 Strukturmodellindex

Die Mittelwerte für den Strukturmodellindex dieser Untersuchung ergeben sowohl für die bezahnten mit 0,618 als auch für die zahnlosen Präparate mit 0,602 eine vorwiegend plattenförmige Struktur. Es ist kein struktureller Unterschied zwischen den bezahnten und den zahnlosen Präparaten festzustellen. Somit kann die mit zunehmendem Alter eintretende Veränderung der trabekulären Struktur hin zu stäbchenähnlichen Trabekeln mit diesen Daten nicht bestätigt werden (Grote et al., 1995; Vogel et al., 1993; Ding, 2000), wobei Ding (2000) zufolge eine signifikante Änderung des SMI erst ab dem 80sten Lebensjahr zumindest bei menschlichen Tibiaproben zu beobachten ist. Die Abnahme des Knochenvolumens der zahnlosen Gruppe ging bei Giesen und Ding (2004) mit einer eher stäbchenförmigen Struktur der Trabekel und nicht mit einer Abnahme der Trabekelanzahl oder der Trabekeldicke einher, wobei sich in seiner Arbeit Mittelwerte von 0,82 für die Bezahnten und 1,21 für die Zahnlosen beim Strukturmodellindex ergaben. Damit stellt sich im Vergleich zu dieser Untersuchung ein deutlicherer Unterschied zwischen der Struktur der Trabekel der Vergleichsgruppen dar.

6.3.1.6 Konnektivität

Die Konnektivitätsdichte der bezahnten Präparate lag bei 3,52 1/mm³, die der zahnlosen bei 3,06 1/mm³.

Diskussion

Man sollte die Konnektivität immer im Zusammenhang mit der Struktur der Trabekel betrachten. Die Konnektivität ist eine rein topologische Beschreibung, die ohne Berücksichtigung einer Maßeinheit versucht, einen Bezug zwischen biomechanischem Verhalten und der Architektur herzustellen. Kinney und Ladd (1998) stellten fest, dass die Konnektivität nicht zwischen stabförmigen Verbindungen und fenestrierten Platten unterscheiden kann. Dies ist ein wesentlicher Punkt, weshalb die Struktur mit in Betracht gezogen werden muss.

Wenn sich die Struktur der Trabekel von plattenförmig zu stabförmig ändert, kann das mit einer Abnahme des Knochenvolumens einhergehen. Die stabförmige Struktur entsteht deshalb, weil die Fenestrationen in den Platten größer werden, ohne dass dabei die eigentliche Dicke der Platten abnimmt. Die Konnektivität nimmt aber dadurch zu. Das heißt, dass der Parameter Konnektivität negativ mit dem Knochenvolumen korreliert (Kinney und Ladd, 1998). Die Wertigkeit dieses Parameters scheint noch nicht restlos geklärt, denn Giesen und Ding (2004) konnten keine Änderung der Konnektivität trotz Änderung des Knochenvolumens feststellen. Auch Kabel et al. (1999) beobachteten kein signifikantes Verhältnis zwischen Knochenvolumen und Konnektivität.

In dieser Untersuchung konnte die negative Korrelation zwischen Knochenvolumen und Konnektivität ebenfalls nicht verifiziert werden, denn im lateralen Volumen war das niedrigste Knochenvolumen, aber auch die niedrigste Konnektivitätsdichte zu finden. Eine mögliche Erklärung für dieses Ergebnis könnte in der vorwiegend plattenförmigen Struktur der Präparate liegen.

6.3.1.7 Anisotropiegrad

Die Werte für den Anisotropiegrad lagen bei den Präparaten dieser Untersuchung zwischen 1,525 und 1,748 und damit in einem relativ hohen Bereich. Der Anisotropiegrad ist ein Maß für die räumliche Orientierung der Trabekel. Niedrige Werte sprechen für ein in allen drei Dimensionen gleichmäßiges Netzwerk. Ein hoher Anisotropiegrad bedeutet hingegen, dass in eine Richtung mehr Trabekel ausgerichtet sind als in die andere. Da sich die trabekuläre

Diskussion

Struktur der Belastung entsprechend ausgerichtet, kann aus einer bevorzugten Orientierung der Trabekel auf die hauptsächliche Belastungsrichtung geschlossen werden.

Ding et al. (2002) postulieren ein Ansteigen des Anisotropiegrades beim alternden Knochen. An Wirbelkörpern, die vorwiegend in kranio-kaudaler Richtung belastet werden, konnten Bergot et al. (1988) und Mosekilde (1988) ebenfalls eine Zunahme der strukturellen Anisotropie mit dem Alter nachweisen. Dabei führte hauptsächlich die Abnahme der horizontal gerichteten Streben zur Erhöhung des Anisotropiegrades und gleichzeitig zur Verringerung des Knochenvolumens. Obwohl dieses Phänomen noch nicht vollständig geklärt ist, scheint die Architektur des Knochens damit die mechanische Integrität bei minimaler Knochenmasse zu bewahren (Goldstein, 1994). Bei Patienten mit Hüftfrakturen fanden Ciarelli et al. (2003) ebenfalls einen Anstieg des Anisotropiegrades, wobei proportional weniger Trabekel transversal zur primären Belastungsachse hin ausgerichtet waren. Eine Zunahme der Anisotropie im Zusammenhang mit Knochenverlust durch Osteoporose konnte ebenfalls von Ciarelli et al. (2000) beobachtet werden.

Am Calcaneus konnten Ulrich et al. (1999) einen Anisotropiegrad von 1,74 feststellen. Für den Femurkopf ergab sich mit 1,73 ein ähnlicher Wert. Hüftknochenproben (Crista iliaca) und Lendenwirbelkörper wiesen einen geringeren Anisotropiegrad mit 1,50 und 1,43 auf. Die in dieser Untersuchung festgestellten Werte für den Anisotropiegrad lassen sich im Bereich zwischen Calcaneus und Hüftknochen einordnen.

Bei den bezahnten Präparaten waren die Werte für den Anisotropiegrad relativ hoch und differierten in den einzelnen Volumina nur gering. Die festgestellten hohen Werte deuten auf eine Orientierung hauptsächlich in eine Richtung hin.

Nach dem Zahnverlust scheint die Ausrichtung der Trabekel weniger notwendig zu sein. Der niedrigere Anisotropiegrad der zahnlosen Präparate zeigt eine relativ gleichmäßige Orientierung der Mikrostruktur in allen drei Dimensionen an. Die bevorzugte Ausrichtung in kranio-kaudaler Richtung scheint nicht mehr gegeben zu sein. Die Umorientierung dieser Trabekel kann als Reaktion auf die veränderte Belastungssituation gewertet werden. Es kann angenommen werden, dass die so orientierten Trabekel durch die Herabsetzung der Belastung hinfällig waren. Dies steht im Gegensatz zu dem Ergebnis von Giesen und Ding (2004), der

Diskussion

aus dem nicht veränderten Anisotropiegrad eine in allen Richtungen gleichmäßig auftretende Veränderung des Knochens folgerte.

Während sich in anderen Untersuchungen keine Veränderung im Anisotropiegrad feststellen ließ, konnte in der vorliegenden Untersuchung in diesem Parameter ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Vergleichsgruppen der bezahnten und der zahnlosen Präparate gefunden werden. Beim Vergleich der fünf Volumina der bezahnten Gruppe mit den gleichnamigen der zahnlosen Gruppe zeigte sich, dass die zahnlosen Präparate bei einem Mittelwert von 1,57 einen signifikant niedrigeren Anisotropiegrad aufwiesen als die bezahnten mit 1,71. Diese Werte waren deutlich niedriger als bei Giesen und Ding (2004): zahnlos 1,98, bezahnt 1,97. Diese Autoren konnten zusätzlich keine unterschiedlichen Werte in diesem Parameter zwischen bezahnten und zahnlosen Präparaten feststellen.

6.3.1.8 Zusammenfassende Interpretation der bezahnten Präparate

Beim Vergleich der Ergebnisse der einzelnen Volumina der bezahnten Präparate fällt auf, dass im 4. Volumen die höchsten Werte in Knochenvolumen und Trabekelanzahl gemeinsam mit dem geringsten Trabekelabstand zu finden sind. Daraus kann man folgern, dass die Belastung exzentrisch medial am größten ist. Lateral sind sowohl die Werte des Knochenvolumens als auch die der Trabekelanzahl am niedrigsten, der Trabekelabstand aber am größten. Diese Faktoren lassen eine niedrige Belastung im lateralen subartikulären Anteil des Kieferköpfchens annehmen. Die Ergebnisse stützen auch die Hypothese, dass die trabekuläre Struktur des Caput mandibulae direkt subartikulär inhomogen, also nicht gleichmäßig verteilt ist. Auch Giesen und van Eijden (2000) stellten fest, dass in den zentralen superioren Bereichen des Kieferköpfchens das relative Knochenvolumen am höchsten und die Trabekel am dicksten waren.

Der Wert des Anisotropiegrades ist unter der gesamten Gelenkfläche mit einem Höchstwert im 2. Volumen ähnlich hoch. Somit liegt eine bevorzugte Ausrichtung der trabekulären Struktur vor. Diese scheint entsprechend den dreidimensionalen Bildern in der vertikalen Dimension zu liegen. Das bedeutet, dass der Knochen des Caput mandibulae axial wirkenden

Diskussion

Belastungen wesentlich steifer und stärker entgegentritt als anterior-posterior wirkenden Kräften. Die Aussage wird von Teng und Herring (1996) gestützt, die feststellen konnten, dass der Knochen des Kieferköpfchens aus perforierten, sagittal ausgerichteten Platten besteht. Dieser Umstand macht das Caput mandibulae in der Aufnahme von Druckbelastungen in longitudinaler Richtung stärker als in jeder anderen Ebene (Teng und Herring, 1996). Das deutet, wie zu erwarten, gemeinsam mit dem Anisotropiegrad auf eine Hauptbelastung senkrecht zur Gelenkfläche hin.

6.3.1.9 Zusammenfassende Interpretation der zahnlosen Präparate

Betrachtet man die Ergebnisse der fünf Volumina der zahnlosen Gruppe, so fällt auf, dass bei diesen Präparaten die Werte der Strukturparameter Knochenvolumen, Trabekelanzahl, Trabekeldicke, Trabekelabstand und Anisotropiegrad in den mittleren drei Volumina immer ähnlich hoch sind. Im lateralen und medialen Volumen sind die Werte dagegen gering. Dabei sind Knochenvolumen und Trabekelanzahl lateral deutlich am niedrigsten, während der Trabekelabstand am höchsten ist. Diese Ergebnisse sprechen dafür, dass die Belastung hauptsächlich über der zentralen Zone des ovalen Caput mandibulae wirkt und über die darunter liegende trabekuläre Struktur geleitet wird, während mediale und laterale subartikuläre Regionen weniger beansprucht erscheinen.

Für den Anisotropiegrad ergeben sich für alle Volumina mit Ausnahme des medialen ähnlich niedrige Werte. Das mediale Volumen mit seinem deutlich höheren Wert erscheint somit anisotroper als die anderen. Dies stimmt nicht mit der von Teng und Herring (1995) am Schwein festgestellten verminderten Anisotropie im medialen Bereich des Caput mandibulae überein.

Trotz des relativ gleichen Knochenvolumens zeigen diese Ergebnisse eine Reaktion des Knochens an. Dieser passt sich der mit dem Verlust der Zähne geänderten Belastungssituation mit einer Umorientierung der trabekulären Struktur an.

6.3.2 Ergebnisse der arthrotischen Präparate

Von den Kondylen der bezahnten Mandibeln wurde ein Präparatepaar, von denen der zahnlosen Mandibeln wurden drei Präparatepaare in die Gruppe der veränderten Kondylen ausgegliedert. Wie bei den Ergebnissen aufgeführt, wichen die Werte der Knochenparameter dieser Präparate deutlich von denen der unveränderten Präparate ab. Die Anordnung der Trabekel erschien unstrukturierter. Es konnten Hohlräume im medialen als auch im lateralen Anteil beobachtet werden. Die Kompakta zeigte sich stellenweise deutlich dicker. Die Oberflächen der Kondylen wiesen exophytische Veränderungen, Aufwerfungen und Kraterbildungen auf. Massive Formveränderungen der artikulierenden Oberfläche und des gesamten Gelenkkopfes konnten beobachtet werden. Auch wenn die beiden Präparate Nummer 72 Knochenparameter aufwiesen, die denen der Kondylen der unveränderten Bezahnten und Zahnlosen eher ähnlich waren, so sprachen die makroskopische Form der Kondylen und die Trabekelstruktur in den Schnittbildern für die Einordnung in die Gruppe der veränderten Kondylen.

Erosionen, Abflachungen der Kondylen und osteophytische Formationen werden als Zeichen degenerativer Veränderungen gewertet (Mawani et al., 2005). Diese Befunde sind für gewöhnlich mit oostearthrotischen Veränderungen im Kiefergelenk vergesellschaftet (Carlson et al., 1998; Abdel-Fattah, 1995).

Altersabhängige Veränderungen wurden von Ishibashi et al. (1995) an menschlichen Kondylen untersucht. Bis zum 40sten Lebensjahr erschienen die Kondylen glatt mit einer regelrechten, konvexen Form. In der fünften und sechsten Lebensdekade waren kerbenförmige Unregelmäßigkeiten in der kortikalen Platte feststellbar. Nach dem 70sten Lebensjahr traten deutliche Formveränderung des Kondylus auf. Polygonale oder abgeflachte Kondylengestalten waren gehäuft in diesem Alter zu finden. Ausgedehnte oder schwere degenerative Veränderungen der artikulierenden Oberfläche traten mit zunehmendem Alter öfter auf. Auch andere Studien an menschlichen Präparaten belegen, dass degenerative Gelenkerkrankungen vermehrt bei älteren Menschen auftreten (Westesson und Rohlin, 1984; Axelsson et al., 1987; Matsuka et al., 1996) und legen die Vermutung nahe, dass das Alter ein prädisponierender Faktor für degenerative Gelenkerkrankungen ist. Die Kondylen dieser Untersuchung stammten von 68 (Präparat 54), 84 (Präparat 23), 85 (Präparat 72) und 98

Diskussion

(Präparat 63) Jahre alten Spendern. Somit lagen sie in derjenigen Altersgruppe, in der Formveränderungen und Erosionen an den artikulierenden Gelenkflächen keine Besonderheiten darstellen.

Es wird aber auch vermutet, dass knöcherne Veränderungen an den artikulierenden Flächen des Kondylus vor allem bei Patienten mit „internal derangement“ des Kiefergelenks auftreten (Larheim, 1995). Bei ungestörter Gelenkfunktion werden durch den Discus articularis die Druckkräfte, die während der Funktion entstehen, verteilt (Osborn, 1985). Da die Gelenkflächen nicht zueinander kongruent sind, ist dies von besonderer Bedeutung. Nur durch das Zusammenspiel mit dem Diskus können die inkongruenten Gelenkanteile ihre Funktion voll erfüllen. Dies kann als das raffinierte Ergebnis eines langen evolutionären Prozesses angesehen werden. Störungen im Gelenk beeinflussen daher die Dynamik und können adaptive Prozesse stimulieren, die dann zu einer Veränderung der knöchernen Konturen führen können (Major et al., 2002). Nach Kurita et al. (2003) gibt es zwei Mechanismen, durch die morphologische Knochenveränderungen im Kiefergelenk bedingt sein können: degenerative Gelenkerkrankungen (Osteoarthritis) oder Remodelling im Gelenk. Remodelling wird durch funktionelle Veränderung im Gelenk im Zuge des Wachstums oder des Alterungsprozesses ausgelöst. Es ist aber auch eng mit den pathologischen Prozessen im Rahmen von osteoarthrotischen Gelenkdeformationen verknüpft (Moffett, 1964; Westesson und Rohlin, 1984). Die degenerativen Veränderungen an der Gelenkoberfläche induzieren eine Dekompensation durch die Ablagerung neu gebildeten Gewebes, das den Defekt abdeckt (Ishibashi et al., 1995). Die Veränderungen der artikulierenden Oberflächen könnten daher nicht allein durch den Alterungsprozess, sondern durch neu formiertes Gewebe, das zur Kompensation arthrotischer Defekte angelagert wurde, zustande gekommen sein.

Nach Dawson (1996) sind Schmerzen bei Belastung keine automatische Konsequenz, auch wenn deformierende Veränderungen am Kiefergelenk stattgefunden haben. Adaptive Veränderungen können dem Autor zufolge auf verschiedenste Weisen erfolgen, so dass auch deformierte Gelenke eine maximale Belastung mit keinerlei Anzeichen von Diskomfort ertragen können. Auch Widmalm et al. (1994) sahen keinen zwingenden Zusammenhang zwischen knöchernen Veränderungen am Kondylus und klinischen Symptomen.

Wie bei den unveränderten Präparaten waren auch bei den veränderten Kondylen alle knöchernen Parameter erhoben worden. Die beiden Präparate mit Nummer 72 wiesen in allen Parametern keine wesentlichen Unterschiede zu den unveränderten Bezahnten und Zahnlosen

Diskussion

auf. Bei den drei anderen Präparatepaaren konnten allerdings deutliche Abweichungen zu den Werten der unveränderten Präparate festgestellt werden.

6.3.2.1 Knochendichte

Das Knochenvolumen der veränderten Kondylen zeigte sich im Vergleich mit den unveränderten signifikant erhöht. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen anderer Untersuchungen. So konnten Patel et al. (2003) an arthrotischen menschlichen Tibia-Präparaten ein verringertes Knochenvolumen feststellen. Nishida et al. (2002) gelangten in ihrer Untersuchung an arthrotischen Mäusetibia-Präparaten zum selben Ergebnis. Dagegen konnte im Endstadium der Osteoarthrose am Femurkopf eine Erhöhung der Knochenmasse bei gleichzeitiger Untermineralisierung festgestellt werden (Brown et al., 2002). Die unterschiedlichen Ergebnisse in der Knochendichte könnten folglich auf die unterschiedlichen Lokalisationen der untersuchten Knochenproben zurückgeführt werden.

An den veränderten Kondylen dieser Untersuchung scheint die Umstrukturierung mit einer Verdichtung der Packung der Trabekel einherzugehen. Dies wird auch in den dreidimensionalen Schnittbildern sichtbar, in denen die trabekuläre Struktur kompakter und dichter gepackt erscheint als bei den unveränderten Kondylen. Der Eindruck wird in den Parametern Trabekeldicke und Trabekelabstand bestätigt. In Abb. 6.3 kann man die dickeren Trabekel und die kleineren intertrabekulären Räume der veränderten Kondylen erkennen.

Bei den veränderten Präparaten ergab sich ein deutlicher Unterschied bei der Knochendichte zwischen den Werten des rechten und des linken Kondylus. Dies wird durch die unterschiedliche Schwere der degenerativen Veränderungen erklärbar. Die Schnittbilder (siehe Kapitel Ergebnisse) zeigen, dass beim rechten und beim linken Kondylus der gleichen Mandibel wesentliche strukturelle Unterschiede in der trabekulären Struktur bestehen können. Die Erhöhung der Knochendichte lässt sich schon in den Bildern erahnen, denn die Trabekel erscheinen an manchen Stellen stark verdickt (siehe auch Parameter Trabekeldicke) oder sogar ganz miteinander zu einer fast „kompakten“ Knochenmasse verschmolzen. Dieses „Zusammenwachsen“ der Trabekel konnte auch von Ding et al. (2003) an menschlichen

Diskussion

Tibia-Präparaten im frühen Stadium der Osteoarthritis beobachtet werden. Die ebenfalls festgestellte Verdichtung der Trabekel und Zunahme der Trabekeldicke führten die Autoren zu der Vermutung, dass im Frühstadium der Osteoarthritis ein Mechanismus des Knochenremodellings vorherrscht, der als Prozess des Auffüllens der trabekulären Kavitäten angesehen werden kann.

6.3.2.2 Trabekeldicke

Die veränderten Präparate zeichneten sich auch durch deutlich dickere Trabekel aus. Bis auf das Präparat Nummer 72 links übertrafen alle anderen veränderten Kondylen die unveränderten Präparate bei weitem. Diese Verdickung der trabekulären Struktur ist auch in den Schnittbildern auffällig und geht mit den Ergebnissen von Ding et al. (2003) konform. Von anderen Autoren wurde dagegen gemeinsam mit dem verringerten Knochen eine Abnahme der Trabekeldicke angegeben (Patel et al., 2003).

6.3.2.3 Trabekelabstand

Beim Trabekelabstand war auffallend, dass die Präparate 23 rechts und 63 links höhere Werte als die unveränderten Kondylen aufwiesen. In einer Untersuchung an der menschlichen Tibia konnten Patel et al. (2003) ebenfalls einen erhöhten Trabekelabstand bei den arthrotischen Präparaten feststellen. Die Kondylen der vorliegenden Untersuchung zeigten zum Teil die Ausbildung von zystischen Hohlräumen, auf die die Erhöhung des Trabekelabstandes zurückgeführt werden könnte. Die Präparate Nummer 72 lagen wieder im Bereich der unveränderten Kondylen, während sich an allen anderen veränderten Kondylen ein wesentlich niedrigerer Trabekelabstand feststellen ließ. Dies kann auf die dichtere Packung der Trabekel zurückgeführt werden und wird auch in den Schnittbildern bestätigt.

Diskussion

6.3.2.4 Trabekelanzahl

Die Trabekelanzahl differierte weder im Vergleich zwischen den veränderten und den unveränderten Präparaten, noch zwischen linker und rechter Seite der veränderten Kondylen besonders stark. Zu diesem Ergebnis kamen auch Patel et al. (2003) an menschlichen Tibia- und Femur-Präparaten. Die unveränderte Trabekelanzahl deutet darauf hin, dass die strukturellen Umbauten weniger durch eine Änderung der Anzahl als viel mehr durch einen Umbau der vorhandenen Trabekel zustande kommen.

6.3.2.5 Strukturmodellindex

In diesem Parameter konnten vorwiegend negative Werte festgestellt werden. Dies ist auf konkave Flächen zurückzuführen, die wahrscheinlich durch die zystischen Hohlräume in den Kondylen entstanden sind. Dadurch kann keine Zuordnung zur Platten- oder Stäbchenstruktur getroffen werden. Während der linke Kondylus mit Nummer 72 eine eher gemischte Struktur aufwies, zeigten sich die Trabekel des rechten Kondylus Nummer 72 und des linken Kondylus Nummer 54 plattenförmig. Von Ding et al. (2003) wurde im Zuge der arthrotischen Veränderungen eine vorwiegende Plattenstruktur der Trabekel beschrieben.

6.3.2.6 Konnektivität

Die Konnektivität erwies sich bei den veränderten Präparaten als sehr breit gestreut. Eine Erniedrigung der Konnektivität, wie in der Literatur im Zusammenhang mit osteoarthrotischen Veränderungen beschrieben (Ding et al., 2003), konnte nur an drei Kondylen (Präparat 23 rechts, 72 links und rechts) festgestellt werden. Die anderen fünf Präparate wiesen eine geringe (Präparat 63 rechts) bis deutliche Erhöhung (Präparat 23 links, 54 rechts und links, 63 links) in diesem Parameter gegenüber den unveränderten Kondylen auf. Dass die Konnektivität im Frühstadium der Osteoarthrose erhöht sein kann, konnte auch von Byod et al. (2002) festgestellt werden. Die Erhöhung wurde auf eine Perforation der

Diskussion

trabekulären Platten zurückgeführt. Allerdings befasste sich diese Arbeit mit experimentell veränderten Präparaten vom Hund.

Bei der Konnektivität war ein deutlicher Rechts-Links-Unterschied auffallend.

6.3.2.7 Anisotropiegrad

Bis auf den Kondylus 72 links wiesen alle anderen Präparate einen geringeren Anisotropiegrad als die unveränderten Präparate auf. Niedrigere Werte sprechen für eine ausgeglichene Orientierung der trabekulären Struktur in allen drei Dimensionen. Dies lässt den Rückschluss zu, dass die vorwiegende Ausrichtung der Trabekel in kranio-kaudaler Richtung durch die Umstrukturierung verloren gegangen sein könnte. Die Annahme kann mittels der dreidimensionalen Schnittbilder gestützt werden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung stehen im Gegensatz zu den Ergebnissen von Papaloucas et al. (2005). Die Autoren konnten am arthrotischen Femurkopf feststellen, dass die hauptsächlich auf Druck belasteten, vertikal orientierten Trabekel in ihrer Dicke zunahmen, die dünnen und mittleren dagegen in ihrer Anzahl dezimiert wurden und bei den horizontal orientierten Trabekeln kein Unterschied zu den nicht arthrotischen Präparaten zu beobachten war. Obwohl der Anisotropiegrad von den Autoren nicht explizit genannt wird, sprechen die angeführten Ergebnisse für eine Abnahme desselben, da die vertikal orientierten Trabekel gegenüber den horizontal orientierten abnehmen. Ein ähnliches Umbaumuster der trabekulären Struktur könnte in dieser Untersuchung ebenfalls für die Abnahme des Anisotropiegrades verantwortlich gemacht werden.

6.3.2.8 Zusammenfassende Interpretation der arthrotischen Präparate

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass bei den veränderten Präparaten eine Umstrukturierung der trabekulären Knochenstruktur hin zu stellenweise kompakt erscheinenden Knochenarealen stattgefunden hat. Diese Umstrukturierung scheint durch die Verdickung der vorhandenen Trabekel bis hin zu deren Verschmelzung miteinander zu

Diskussion

erfolgen. Deshalb konnte auch bei der Trabekelanzahl keine Veränderung festgestellt werden, während die Trabekeldicke und auch die Knochendichte im Gegensatz zu den unveränderten Kondylen zunahmen. Die Trabekel der veränderten Präparate stellten sich unstrukturierter mit zystischen Hohlräumen dar. Diese Hohlräume scheinen auch der Grund für den negativen Strukturmodellindex wie auch für die Erhöhung des trabekulären Abstandes mancher Präparate zu sein. Der festgestellte niedrige Anisotropiegrad spricht für eine gleichmäßige Ausrichtung der Trabekel in allen drei Dimensionen.

Die bei fast allen Parametern herrschenden Rechts-Links-Abweichungen konnten bei der Betrachtung der makroskopischen Kondylenform nur bestätigt werden. Obwohl auch bei den unveränderten Kondylen Rechts-Links-Unterschiede der Form bestanden, so waren diese doch nicht annähernd so ausgeprägt wie bei den veränderten Präparaten. Die exophytischen Veränderungen schufen bizarre Aufwerfungen an den Gelenkköpfen.

6.3.3 Vermessung der Kompakta

Die Kompakta umgibt schalenförmig die trabekuläre Struktur der Substantia spongiosa. Die Dicke dieses dichten Knochengewebes variiert je nach den funktionellen Erfordernissen stark. Nach Eswaran et al. (2006) ist die biomechanische Rolle der Knochenschale trotz ihrer Bedeutung noch nicht vollständig geklärt ebenso wie die Komplexität der Verteilung der Belastung zwischen kortikalem und trabekulärem Knochen. Cao et al. (2001) untersuchten Wirbelkörper und folgerten aus den Ergebnissen, dass mit dem altersabhängigen Knochenverlust die Rolle der Kompakta als Lastträger signifikant zunehmen könnte.

In dieser Untersuchung wurde die Dicke der Kompakta anhand der dreidimensionalen Rekonstruktionen der Mittelschicht der Kondylen bestimmt. Die antero-posteriore Mitte der Kondylen erschien auf Grund der Belastungsverteilung am aussagekräftigsten für die Vermessung.

Die gemessene Dicke der Kompakta schwankte bei den Präparaten dieser Untersuchung zwischen 0,360mm und 0,650mm. Damit lag sie im Mittel deutlich höher als die Kompakta

Diskussion

von Wirbelkörpern, bei denen Eswaran et al. (2006) eine durchschnittliche Dicke von 0,380mm feststellen konnten.

Die Kondylen wurden von lateral nach medial proportional zur jeweiligen Breite in acht Teile geteilt, somit konnte an sieben Messpunkten die Kompaktadicke bestimmt werden. Diese Unterteilung wurde getroffen, um mögliche Unterschiede zwischen zentralen und peripheren Kondylenanteilen ausfindig machen zu können. Tatsächlich wurde in der Mitte der bezahnten Präparate die dickste Kompakta mit 0,650mm festgestellt. Nach medial und lateral nahm die Dicke der Kompakta ab, wobei lateral die dünnste Knochenschicht gemessen werden konnte. Bei den zahnlosen Kondylen war die dickste Kompakta weiter lateral als bei den bezahnten zu finden. Mit 0,607mm war die Kompakta aber doch deutlich dünner als im Maximalbereich der bezahnten Kondylen. Von der Mitte nach medial war die Knochenschicht in etwa gleich dick, stieg aber im medialsten Bereich wieder an (0,589mm). Somit war im medialsten Messpunkt die Kompakta nur unwesentlich dünner als im Messpunkt C. Nach lateral hin konnte wie bei den bezahnten Präparaten eine deutliche Abnahme der Kompaktadicke festgestellt werden. Diese sank auf einen Wert von 0,360mm ab. Da auch die Schichtdicke des kompakten Knochengewebes von der Funktion abhängig ist, kann die Abnahme der Dimension der Kompakta nach lateral hin als Reaktion des Knochens auf eine geringere Beanspruchung in diesem Teil des Kondylus gewertet werden. Der Schluss liegt nahe, dass bei den bezahnten Präparaten mittig eine höhere Belastung als an den Seiten vorliegt. Dies kann aber durch die in dieser Untersuchung erhobenen trabekulären Knochenparameter nicht bestätigt werden. Geht man nämlich von der Knochendichte, der Trabekelanzahl und deren Dicke und Abstand aus, so legen die Ergebnisse dieser Parameter eine hauptsächliche Belastung im medialeren Teil des Kondylus nahe.

Bei den zahnlosen Präparaten stellt sich die Situation etwas anders dar. Hier scheint eine Verschiebung der Hauptbelastung nach lateral feststellbar, wenn man die Ergebnisse der Kompaktavermessung heranzieht. Dies steht im Gegensatz zu den in dieser Studie ermittelten Werten der trabekulären Knochenparameter. Diesen zufolge lagen im mittleren Bereich der Kondylen ein erhöhtes Knochenvolumen, dickere Trabekel mit geringerem intertrabekulärem Abstand und eine erhöhte Trabekelanzahl vor.

Bei den Kondylen der bezahnten als auch der zahnlosen Mandibeln gehen dementsprechend die Ergebnisse der Kompaktavermessung mit den ermittelten trabekulären Parametern nicht konform. Fazzalari et al. (2006), stellten in ihrer Untersuchung an Wirbelkörpern fest, dass die

Diskussion

Modulatoren, die Veränderungen am Knochen der Wirbelkörper bewirken, möglicherweise den kortikalen und den trabekulären Knochen auf unterschiedliche Art beeinflussen.

6.3.4 Form der Kondylen

Dass Kondylen sehr unterschiedliche Formen haben können, wurde schon von Mongini und Schmid (1989) festgestellt. Er führte diese auf die „periphere Nachmodellierung“ zurück. Diese stellt eine Gewebeapposition an der Peripherie der Gelenkoberfläche dar (Johnson, 1959 und 1962; Moffett et al., 1964 und Blackwood, 1966). Durch die verschiedenen Lokalisationen und Nachmodellierungsmuster können sich deutliche Unterschiede in der Oberflächenstruktur der Kondylen ergeben (Abb. 6.1). Ebenso stellten Mongini und Schmid (1989), Moffett et al. (1964) und Lubsen et al. (1985) fest, dass die Trabekel dazu neigen, sich senkrecht zu den Bereichen intensiver Nachmodellierung auszurichten.

Bemerkenswert erschien auch die Tatsache, dass die Kondylen der rechten und der linken Seite einer Mandibel signifikant unterschiedliche Formen aufwiesen. Aus der klinischen Erfahrung geht hervor, dass ein großer Teil der Patienten eine bevorzugte Kauseite hat. Dies könnte für die Unterschiede in der Gestalt der rechten und linken Seite verantwortlich gemacht werden.

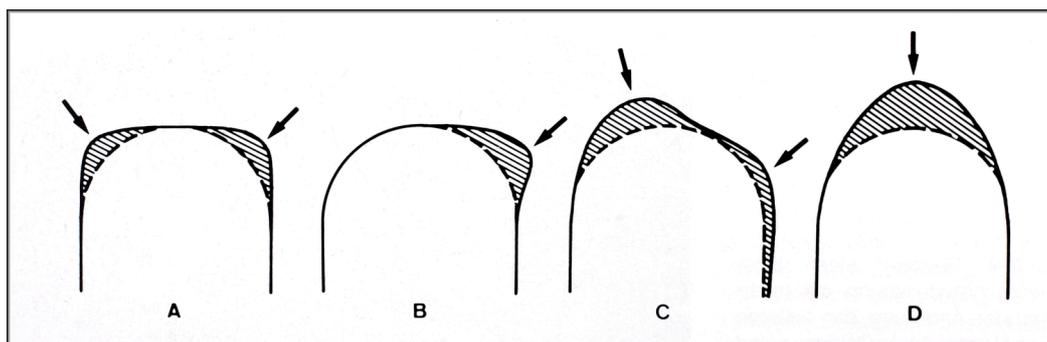


Abb. 6.1: Schematische Darstellung verschiedener Kondylenformen in der Frontalansicht im Querschnitt (aus Mongini und Schmid, 1989). Der schraffierte Bereich stellt die Verteilung der Nachmodellierung dar. Die Pfeile deuten auf die Stellen der deutlichsten Nachmodellierung hin.

Die Formen der Präparate waren sehr unterschiedlich und die Zuordnung zu den einzelnen Kategorien nicht immer einfach, da an den einzelnen Präparaten oft Zeichen mehrerer Umbauvorgänge feststellbar waren. Dagegen waren zwischen den bezahnten und den

Diskussion

zahnlosen Präparaten in Bezug auf die Form keine Unterschiede zu finden. Die Abweichungen von der Grundform können als Zeichen der stetigen Anpassung gewertet werden. Strukturelle Veränderungen können eine Veränderung der funktionellen Belastung nach sich ziehen und umgekehrt (Mongini und Schmid, 1989). Die Nachmodellierung der Kiefergelenke beim Erwachsenen kann daher als Anpassungsphänomen gesehen werden. Klinische Studien zeigen, dass die Wiederherstellung einer besseren okklusalen Funktion und eine Reposition des Unterkiefers und somit auch der Kondylen einen positiven Einfluss auf nachmodellierende Prozesse haben können. Abgeflachte Bereiche können dadurch wieder rund gestaltet werden und sogar degenerative Läsionen teilweise oder gänzlich wiederhergestellt werden (Mongini, 1980; Mongini und Schmid, 1989).

7 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den trabekulären Aufbau des menschlichen Caput mandibulae darzustellen und anhand der knöchernen Struktur Rückschlüsse auf die stattgefundene Belastung zu ziehen. Die trabekuläre Knochenschicht direkt unter der artikulierenden Gelenkfläche scheint in engstem Zusammenhang mit der Kraftaufnahme und –übertragung zu stehen und wurde daher zur Ermittlung der Architekturparameter herangezogen.

Mit zunehmendem Alter und dem Verlust der Zähne nimmt die Kaufunktion ab. Damit sollte auch eine Veränderung -Verringerung- der Belastung der Kondylen einhergehen. Aus diesem Grund wurden die Kondylen von Bezahnten und Zahnlosen gewählt, um zwei möglichst unterschiedliche Belastungssituationen widerzugeben.

Mittels des μ CT wurden die Kondylen in toto analysiert und die strukturellen trabekulären Parameter erhoben sowie dreidimensionale Rekonstruktionen erstellt.

Nach den Ergebnissen dieser Untersuchung scheint eine durchaus hohe Belastung im menschlichen Kiefergelenk gegeben zu sein. Entgegen aller Annahmen bleibt auch bei den unbezahnten Präparaten die Kiefergelenkstruktur belastet. Aus diesem Grund war auch kein signifikanter Unterschied in den meisten Knochenparametern feststellbar. Die Belastung scheint jedoch anders verteilt zu sein als bei noch vorhandener Bezahnung. Dieser Schluss konnte aus dem Unterschied im Anisotropiegrad gezogen werden. Durch vereinfachte Kaumuster und dadurch weniger Variation in der Belastungsrichtung erscheint die Struktur der Kondylen von zahnlosen Mandibeln weniger anisotrop. Dass sich das Kauverhalten mit der Zahnlosigkeit verändert, konnte an Tierversuchen gezeigt werden. Auch aus der klinischen Erfahrung weiß man, dass sich das Kauverhalten von Prothesenträgern deutlich von dem bezahnter Patienten unterscheidet. Diese Veränderungen scheinen sich auch in der knöchernen Struktur des Kondylus widerzuspiegeln.

Da sich die trabekuläre Struktur bei vier Gelenkpaaren als verändert herausstellte, wurden diese getrennt von den anderen betrachtet. Bei diesen konnten neben exophytischen Aufwülfungen an der Gelenkoberfläche und Verdickungen der Kompakta auch bei der Mikrostruktur der trabekulären Zone Unterschiede beobachtet werden. Verdickungen der

Zusammenfassung

vorhandenen Trabekel führten bei gleich bleibender Trabekelanzahl zu einer Erhöhung der Packungsdichte. Die Trabekel erschienen weniger geordnet als bei den unveränderten Präparaten.

Auch auf die Substantia compacta und deren Dicke im mittleren Kondylenanteil in antero-posteriorer Richtung wurde näher eingegangen. Beim Vergleich der Ergebnisse der Kompaktadicke und der Parameter der trabekulären Knochenschicht direkt darunter konnten keine Übereinstimmungen gefunden werden.

Die dreidimensionalen Rekonstruktionen der Kondylen wurden für eine Bewertung der makroskopischen Form der Gelenkköpfe herangezogen. Dabei konnte festgestellt werden, dass eine große Formvielfalt gegeben ist. Die Unterschiede zur Grundform werden als Zeichen stetig stattfindender Anpassung bewertet.

Die klinische Relevanz dieser Untersuchung liegt zwar nicht in der Verbesserung chirurgischer Verfahren und auch nicht in der Verhinderung von krankhaften Veränderungen am Kondylus. Die Ergebnisse können aber dazu beitragen, unser Wissen über diese Gelenkstruktur zu erweitern und damit zur Klärung des Problemkreises Kiefergelenk und seiner Dysfunktionen beisteuern.

8 Literaturverzeichnis

Abdel-Fattah RA: Simplified approach in interpretation of the temporomandibular joint tomography.
Cranio 13: 121-127 (1995)

Alexandrinis C, Caputo AA, Eliades GC: Functional stress modification after high condylectomy surgery.
J Oral Rehabil 18: 317-326 (1991)

Amstutz HC, Sissons HA: The structure of the vertebral spongiosa.
J Bone Jt Surg Br 51: 540-550 (1969)

Ashby MF: The mechanical properties of cellular solids.
Metall Trans A 14 A: 1755-1769 (1983)

Axelsson S, Fitins D, Hellsing G, Holmlund A: Arthrotic changes and deviation in form of the temporomandibular joint – an autopsy study.
Swed Dent J 11: 195-200 (1987)

Bauer W: Anatomische und mikroskopische Untersuchungen über das Kiefergelenk mit besonderer Berücksichtigung der Veränderungen bei Osteoarthritis deformans.
Z Stomat 30: 1136-1160, 1279-1300, 1334-1358 (1932)

Benner KU: Bau, Innervation und rezeptive Strukturen des Kiefergelenks.
In: Benner KU, Fanghänel J, Kowalewski R, Kubein-Meesenburg D, Randzio J (Hrsg):
Morphologie, Funktion und Klinik des Kiefergelenks.
Quintessenz, Berlin (1993)

Bergot C, Lavel-Jeantet A, Prêteux F, Meunier A: Measurement of anisotropic vertebral trabecular bone loss during aging by quantitative image analysis.
Calcif Tissue Int 43: 143-149 (1988)

Literaturverzeichnis

Biewener AA, Fazzalari NL, Konieczynski DD, Baudinette RV: Adaptive changes in trabecular architecture in relation to functional strain patterns and disuse.

Bone 19: 1-8 (1996)

Blackwood HJJ: Arthritis of the mandibular joint.

Br Dent J 115: 317 (1963)

Blackwood HJJ: Cellular remodeling in articular tissue.

J Dent Res 45: 480 (1966)

Boretti G, Bickel M, Geering AH: A review of masticatory ability and efficiency.

J Prosthet Dent 74: 400-403 (1995)

Bouvier M: Effect of age on the ability of the rat temporomandibular joint to respond to changing functional demands.

J Dent Res 67: 1206-1212 (1988)

Boyd SK, Muller R, Zernicke RF: Mechanical and architectural bone adaptation in early stage experimental osteoarthritis.

J Bone Miner Res 17: 687-694 (2002)

Bresin A, Kiliaridis S, Strid KG: Effect of masticatory function on the internal bone structure in the mandible of the growing rat.

Eur J Oral Sci 107: 35-44 (1999)

Brown SJ, Pollintine P, Powell DE, Davie MW, Sharp CA: Regional differences in mechanical and material properties of the femoral head cancellous bone in health and osteoarthritis.

Calcif Tissue Int 71: 227-234 (2002)

Cao KD, Grimm MJ, Yang KH: Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method.

Spine 26: 253-260 (2001)

Literaturverzeichnis

Caputo AA, Standlee JP: Biomechanics in Clinical Dentistry.
Quintessenz, Chicago (1987)

Carlson CR, Reid KI, Curran SL, Studts J, Okeson JP, Falace D, Nitz A, Bertrand PM: Psychological and physiological parameters of masticatory muscle pain.
Pain 76: 297-307 (1998)

Carter DR, Hayes WC: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure.
J Bone Jt Surg 59: 954-962 (1997)

Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RMV: Stress analysis of the human temporomandibular joint.
Medical Engineering and Physics 20: 565-572 (1998)

Ciarelli TE, Fyhrie DP, Schaffler MB, Goldstein SA: Variations in three-dimensional cancellous bone architecture of the proximal femur in female hip fractures and in controls.
J Bone Miner Res 15: 32-40 (2000)

Ciarelli TE, Fyhrie DP, Parfitt AM: Effects of vertebral bone fragility and bone formation rate on the mineralization levels of cancellous bone from white females.
Bone 32: 311-315 (2003)

Cimasoni G: Histopathology of the temporomandibular joint following bilateral extractions of molars in the rat. A preliminary report.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 16: 613-621 (1963)

Dawson PE: A classification system for occlusions that relates maximal intercuspation to the position of the temporomandibular joints.
J Prosthet Dent 75: 60-66 (1996)

Day JS, Ding M, Odgaard A, Sumner DR, Hvid I, Weinans H: Parallel plate model for trabecular bone exhibits volume fraction-dependent bias.
Bone 27: 715-720 (2000)

Literaturverzeichnis

De Bont LGM, Boering G, Liem RS, Havinga P.: Osteoarthritis of the temporomandibular joint: A light microscopic and scanning electron microscopic study of the articular cartilage of the mandibular condyle. *J Oral Maxillofac Surg* 43: 481-488 (1985)

Dempster DW, Ferguson-Pell MW, Mellish RWE, Cochran GVB, Xie F, Fey C, Horbert W, Parisien M, Lindsay R: Relationship between bone structure in the iliac crest and bone structure and strength in the lumbar spine. *Osteoporosis Int* 3: 90-96 (1993)

Ding M, Dalstra M, Danielsen CC, Kabel J, Hvid I, Linde F: Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. *J Bone Jt Surg Br* 79(B): 995-1002 (1997)

Ding M: Age variations in the properties of human tibial trabecular bone and cartilage. *Acta Orthop Scand* 71: 1-45 (2000)

Ding M, Hvid I: Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of the human tibial cancellous bone. *Bone* 26: 291-295 (2000)

Ding M, Odgaard A, Linde F, Hvid I: Age-related variations in the microstructure of the human tibial cancellous bone. *J Orthop Res* 20: 615-621 (2002)

Ding M, Odgaard A, Hvid I: Changes in the three-dimensional microstructure of human tibial cancellous bone in early osteoarthritis. *J Bone Jt Surg Br* 85: 906-912 (2003)

Dreessen D, Halata Z: Age-related osteoarthrotic degeneration of the temporomandibular joint in the mouse. *Acta Anat* 139: 91-96 (1990)

Literaturverzeichnis

Eckstein F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Kierse R, Putz R: Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: a reflection of the loading history of the joint surfaces. *J Orthop Res* 13: 268-278 (1995)

Eckstein F, Jacobs CR, Merz BR: Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med Eng Phys* 19: 720-728 (1997)

Engelke K, Karolczak M, Lutz A, Seibert U, Schaller S, Kalender W: Mikro-CT: Technologie und Applikationen zur Erfassung von Knochenarchitektur. *Radiologe* 39: 203-212 (1999)

Eswaran SK, Gupta A, Adams MF, Keaveny TM: Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body. *J Bone Miner Res* 21: 307-314 (2006)

Ewers R, Riede U: Funktionsanalyse des Kiefergelenks, eine morphometrische und biometrische Studie. *Fortschr Kiefer Gesichtschir* 25: 11-14 (1980)

Fazzalari NL, Parkinson IH, Fogg QA, Sutton-Smith P: Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies. *Joint Bone Spine* 73: 293-297 (2006)

Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Naimark A, Weissman B, Aliabadi P, et al.: Risk factors of incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: the Framingham Study. *Arthritis Rheum* 40: 728-733 (1997)

Furstman L: The effect of loss of occlusion upon the mandibular joint. *Am J Orthod* 51: 245-261 (1965)

Gibson LJ: The mechanical behavior of cancellous bone. *J Biomech* 18: 317-328 (1985)

Literaturverzeichnis

Gibson LJ, Ashby MF: Cellular solids. Structure and properties.
Pergamon, Oxford (1988)

Giesen EBW, van Eijden TMGJ: The three-dimensional cancellous bone architecture of the human mandibular condyle.
J Dent Res 79: 957-963 (2000)

Giesen EBW, Ding M, Dalstra M, van Eijden TMGJ: Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic.
J Biomech 34: 799-803 (2001)

Giesen EBW, Ding M: Changed morphology and mechanical properties of cancellous bone in the mandibular condyles of edentate people.
J Dent Res 83: 255-259 (2004)

Goldstein SA: The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function.
J Biomech 20: 1055-1061 (1994)

Goulet RW, Goldstein SA, Ciarelli MJ, Kuhn JL, Brown MB, Feldkamp LA: The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone.
J Biomech 27: 375-389 (1994)

Grote HJ, Amling M, Vogel M, Hahn M, Posl M, Delling G: Intervertebral variation in trabecular microarchitecture throughout the normal spine in relation to age.
Bone 16: 301-308 (1995)

Hansson T, Öberg T, Carlsson GE, Kopp S: Thickness of the soft tissue layers and the articular disk in the temporomandibular joint.
Acta Odontol Scand 35: 77-83 (1977)

Literaturverzeichnis

Hansson T, Honée W, Hesse J: Funktionelle Anatomie und Pathogenese.

In: Hansson T, Honée W, Hesse J (Hrsg): Funktionsstörungen im Kausystem, 2. überarbeitete Auflage.

Hüthig, Heidelberg (1990)

Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE: Bite force and oral function in complete denture wearers.

J Oral Rehabil 6: 41-48 (1979)

Harrigan TP, Mann RW: Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor.

J Mater Sci 19: 761-767 (1984)

Häuptl K: Über Veränderungen des Kiefergelenks mit besonderer Berücksichtigung der Arthritis deformans.

Vierteljahrschr Zahnheilk 46: 356 (1930)

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M: Bite force and state of dentition.

Acta Odontol Scand 35: 297-303 (1977)

Heloe B, Heloe LA: Characteristics of a group of patients with temporomandibular joint disorders.

Community Dent Oral Epidemiol 3: 72-79 (1975)

Hildebrand T, Rüeegsegger P: A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images.

J Microsc 185: 67-75 (1997a)

Hildebrand T, Rüeegsegger P: Quantification of bone microarchitecture with the Structure Model Index.

Comput Methods Biomech Biomed Engin 1: 15-23 (1997b)

Hildebrand T, Laib A, Müller R, Dequeker J, Rüeegsegger P: Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest and calcaneus.

J Bone Miner Res 14: 1167-1174 (1999)

Literaturverzeichnis

Hodgskinson R, Curry JD: Young's modulus, density and material properties in cancellous bone over a large density range.

J Mater Sci Mater Med 3: 377-381 (1992)

Hongo T, Yotsuya H, Shibuya K, Kawase M, Ide Y: Quantitative and morphological studies on the trabecular bones in the condyloid process of the Japanese mandibles-comparisons between dentulous and edentulous specimens.

Bull Tokyo Dent Coll 30: 66-76 (1989a)

Hongo T, Orihara K, Onoda Y: Quantitative and morphological studies on the trabecular bones in the condyloid processes of the Japanese mandibles: changes due to aging.

Bull Tokyo Dent Coll 30: 165-174 (1989b)

Hou FJ, Lang SM, Hoshaw SJ, Reimann DA, Fuhrie DP: Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness.

J Biomech 31: 1009-1015 (1998)

Hvid I, Hansen SL: Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis.

J Orthop Res 3: 464-472 (1985)

Hylander WL: Experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques.

Am J Phys Anthropol 51: 433-456 (1979)

Hylander WL, Bays R: An in vivo strain-gauge analysis of squamosal-dentary joint reaction force during mastication and incision in *Macaca mulatta* and *Macaca fascicularis*.

Archs Oral Biol 24: 689-697 (1979)

Ide Y, Nakazawa K, Hongo T, Tateishi J (Hrsg): Anatomical atlas of the temporomandibular joint.

Quintessenz., Tokyo (1991)

Literaturverzeichnis

Ishibashi H, Takenoshita Y, Ishibashi K, Oka M: Age-related changes in the human mandibular condyle: a morphometric, radiologic and histologic study.

J Oral Maxillofac Surg 53: 1016-1023 (1995)

Ishimaru J, Handa Y, Kurita K, Goss AN: The effect of occlusal loss on normal and pathological temporomandibular joint: an animal study.

J Craniomaxillofac Surg 22: 95-102 (1994)

Ito M, Nakamura T, Matsumoto T, Tsurusaki K, Hayashi K: Analysis of trabecular microarchitecture of human iliac bone using microcomputed tomography in patients with hip arthrosis with or without vertebral fracture.

Bone 23: 163-169 (1998)

Johnson LC: Kinetics of osteoarthritis.

Lab Invest 8: 1223-1238 (1959)

Johnson LC: Joint remodeling as the basis for osteoarthritis.

J Am Ret Med Ass 141: 1237-1241 (1962)

Kabel J, Odgaard A, van Rietbergen B, Huiskes R: Connectivity and the elastic properties of cancellous bone.

Bone 24: 115-120 (1999)

Kawashima T, Abe S, Okada M, Kawada E, Saitoh C, Ide Y: Internal structure of the temporomandibular joint and the circumferential bone: comparison between dentulous and edentulous specimens.

Bull Tokyo Dent Coll 38: 87-93 (1997)

Kieffer J: Beiträge zur Kenntnis der Veränderungen am Unterkiefer und Kiefergelenk des Menschen durch Alter und Zahnverlust.

Z Morph Anthropol 11: 1 (1908)

Kiliaridis S, Bresin A, Holm J, et al: Effects of masticatory muscle function on bone mass in the mandible of the growing rat.

Acta Anat 155: 200-205 (1996)

Literaturverzeichnis

Kinney JH, Lane NE, Haupt DL: In vivo, three-dimensional microscopy of trabecular bone.
J Bone Miner Res 10: 264-269 (1995)

Kinney JH, Ladd AJ: The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone.
J Bone Miner Res 13: 839-845 (1998)

Koppe T, Schumacher K-U: Vergleichend – anatomische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie der Nasennebenhöhlen des Menschen und der Pongiden. Eine quantitative Studie auf der Grundlage der Computertomographie.
Med Diss B, Rostock (1993)

Korioth TW, Hannam AG: Effect of bilateral asymmetric tooth clenching on load distribution at the mandibular condyles.
J Prosth Dent 64: 62-73 (1990)

Korioth TW, Romilly DP, Hannam AG: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible.
Am J Phys Anthropol 88: 69-96 (1992)

Korioth TWP, Bohlig KG, Anderson GC: Digital assessment of occlusal wear on occlusal stabilization splints: a pilot study.
J Prosthet Dent 80: 209-213 (1998)

Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA, Goulet RW, Jesion G: Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure.
J Orthop Res 8: 833-842 (1990)

Kurita H, Ohtsuka A, Kobayashi H, Kurashina K: Resorption of the postero-superior corner of the lateral part of the mandibular condyle correlates with progressive TMJ internal derangement.
Int J Oral Maxillofac Surg 32: 363-367 (2003)

Literaturverzeichnis

Larheim TA, Johannessen S, Tveito L: Abnormalities of the temporomandibular joint in adults with rheumatic disease. A comparison of panoramic, transcranial, and transpharyngeal radiography with tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 17: 109-113 (1988)

Larheim TA: Current trends in temporomandibular joint imaging. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod* 80: 555-576 (1995)

Lochmüller EM, Krefting N, Burklein D, Eckstein F: Effect of fixation, soft-tissues and scan projection on bone mineral measurements with dual energy x-ray absorptiometry (DXA). *Calcif Tissue Int* 68: 140-145 (2001)

Lubsen CC, Hansson TL, Nordstrom BB, Solberg WK: Histomorphometric analysis of cartilage and subchondral bone in mandibular condyles of young human adults at autopsy. *Arch Oral Biol* 30: 129-36 (1985)

Major PW, Kinniburgh RD, Nebbe B, Prasad NG, Glover KE: Tomographic assessment of temporomandibular joint osseous articular surface contour and spatial relationships associated with disc displacement and disc length. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121: 152-161 (2002)

Malluche HH, Meyer W, Sherman D, Massry SG: Quantitative bone histology in 84 normal American subjects. Micromorphometric analysis and evaluation of variance in iliac bone. *Calcif Tissue Int* 34: 449-455 (1982)

Matsuka Y, Yatani H, Kuboki T, Yamashita A: Temporomandibular disorders in the adult population of Okayama City, Japan. *Cranio* 14: 158-62 (1996)

Mawani F, Lam EW, Heo G, McKnee I, Raboud DW, Major PW: Condylar shape analysis using panoramic radiography units and conventional tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 99: 341-348 (2005)

Literaturverzeichnis

McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM: Age related changes in the compressive strength of cancellous bone: the relative importance of changes in density and trabecular architecture.

J Bone Joint Surg 79: 421-427 (1997)

Meyer GH: Die Architektur der Spongiosa.

Arch Anat Physiol Wiss Med 34: 615-628 (1867)

Mockenhaupt J, Dölken W, Schotten T, Koebke J: Knochensignaländerungen in fixierten Handpräparaten unter dem Einfluss von Formaldehyd, Alkohol und Ameisensäure.

Ann Anat 177S: 70 (1994)

Moffett BC, Johnson LC, McCabe JB, Askew HC: Articular remodeling in the adult human temporomandibular joint.

Am J Anat 115: 119-141 (1964)

Mongini F: Remodeling of the temporomandibular condyle in the adult and its relationship to the conditions of the dental arch.

Acta Anat 92: 292-300 (1975)

Mongini F: Anatomic and clinic evaluation of the relationship between temporomandibular joint and occlusion.

J Prosthet Dent 38: 539 (1977)

Mongini F: Condylar remodeling after occlusal therapy.

J Prosthet Dent 43: 568-577 (1980)

Mongini F, Schmid W: Nachmodellierung des Kiefegelenks beim Erwachsenen.

In: Mongini F, Schmid W(Hrsg): Schädel-, Kiefer- und Gelenkorthopädie.

Quintessenz, Berlin (1989)

Mosekilde L: Age-related changes in vertebral trabecular bone architecture-assessed by a new method.

Bone 9: 247-250 (1988)

Literaturverzeichnis

Müller R, Hahn M, Vogel M, Delling G, Rügsegger P: Morphometric analysis of noninvasively assessed bone biopsies: comparison of high-resolution computed tomography and histologic sections.

Bone 18: 215-220 (1996)

Müller R, Koller B, Hildebrand T, Laib A, Gianolini S, Rügsegger P: Resolution dependency of microstructural properties of cancellous bone based on three-dimensional μ -tomography.

Technol Health Care 4: 113-119 (1996)

Müller R, van Campenhout H, van Damme B, van der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Rügsegger P: Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography.

Bone 23: 59-66 (1998)

Müller R, Hayes WC: Trabecular bone architecture in the course of simulated bone atrophy. 1999

Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B: Computed tomography-osteabsorptiometry for assessing the density distribution of subchondral bone as a measure of long-term mechanical adaptation in individual joints.

Skelet Radiol 18: 507-512 (1989)

Müller-Gerbl M, Putz R, Hodapp N, Schulte E, Wimmer B: Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels CT-OAM zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.

Z Orthop 128: 128-133 (1990)

Murakami KI, Shibata T, Kubota E, Maeda H: Intra-articular levels of prostaglandin E2 hyaluronic acid, and chondroitin-4 and -6 sulfates in the temporomandibular joint synovial fluid of patients with internal derangement.

J Oral Maxillofac Surg 56: 199-203 (1998)

Nägele E, Kuhn V, Vogt H, Link TM, Müller R, Lochmüller EM, Eckstein F: Technical considerations for microstructural analysis of human trabecular bone from specimens excised at various skeletal sites.

Calcif Tissue Int 75: 15-22 (2004)

Literaturverzeichnis

Newton JP, Yemm R, Abel RW, Menhinick S: Changes in human jaw muscles with age and dental state.
Gerodontology 10: 16-22 (1993)

Nilner M: Prevalence of functional disturbances and diseases of the stomatognathic system in 15-18 year olds.
Swed Dent J 5: 189-197 (1981)

Nishida S, Tsurukami H, Sakai A, Sakata T, Ikeda S, Tanaka M, Ito M, Nakamura T: Stage-dependent changes in trabecular bone turnover and osteogenic capacity of marrow cells during development of type II collagen-induced arthritis in mice.
Bone 30: 872-879 (2002)

Odgaard A, Jensen EB, Gundersen HJG: Estimation of structural anisotropy based on volume orientation. A new concept.
J Microsc 157: 149-162 (1990)

Odgaard A, Gundersen HJG: Quantification of connectivity in cancellous bone, with special emphasis on three-dimensional reconstructions.
Bone 14: 173-182 (1993)

Odgaard A: Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture.
Bone 20: 315-328 (1997)

Odgaard A, Kabel J, van Rietbergen B, Dalstra M, Huiskes R: Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related.
J Biomech 30: 487-495 (1997)

Osborn JW: The disc of the human temporomandibular joint: design, function and failure.
J Oral Rehabil 12: 279-293 (1985)

Osborn JW, Baragar FA: Predicted and observed shapes of mandibular condyles.
J Biomech 25: 967-974 (1992)

Literaturverzeichnis

Papaloucas CD, Ward RJ, Tonkin CJ, Buckland-Wright C: Cancellous bone changes in hip osteoarthritis: a short-term longitudinal study using fractal signature analysis.

Osteoarthritis Cartilage 13: 998-1003 (2005)

Parfitt Am, Mathews CH, Villanueva AR, Kleerekoper M, Frame B, Rao DS: Relationships between surface, volume and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss.

J Clin Invest 72: 1396-1409 (1983)

Patel V, Issever AS, Burghardt A, Laib A, Ries M, Majumdar S: MicroCT evaluation of normal and osteoarthritic bone structure in human knee specimens.

J Orthop Res 21: 6-13 (2003)

Randzio J, Ficker E, Meindl R, Oertl W: Biomechanical investigation of the temporomandibular joint (TMJ) and surgical possibility.

Chiang-Mai Dent J 10: 1-14 (1989)

Renner RP: Anatomie und Ästhetik des mastikatorischen Systems.

Quintessenz, Berlin (1989)

Rice JC, Cowin SC, Bowman JA: On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density.

J Biomech 21: 155-168 (1988)

Richards LC, Brown T: Dental attrition and degenerative arthritis of the temporomandibular joint.

J Oral Rehabil 8: 293-307 (1981)

Roberts CA, Tallents RH, Katzberg RW, Sanchez-Woodworth RE, Espeland MA, Handelman SL: Comparison of internal derangements of the TMJ with occlusal findings.

Oral Surg Oral Med Oral Pathol 63: 645-650 (1987)

Literaturverzeichnis

Rüegsegger P, Müller R: Three-dimensional microthomography of human bones.

Perth International Bone Meeting, Fremantle, Western Australia, 10-13 February 1995 – abstracts.

Osteopor Int 5: 287-322 (1995)

Rüegsegger P, Koller B, Müller R: A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture.

Calcif Tissue Int 58: 24-29 (1996)

Schaffler MB, Alson MD, Heller JG, Garfin SR: Morphology of the dens. A quantitative study.

Spine 17: 738-743 (1992)

Schenk RK, Olah AJ: What is osteomalacia?

Adv Exp Med Biol 128: 549-562 (1980)

Schumacher GH: Das orofaziale System als Regelkreis.

In: Benner KU, Fanghänel J, Kowalewski R, Kubein-Meesenburg D, Randzio J (Hrsg):

Morphologie, Funktion und Klinik des Kiefergelenks.

Quintessenz, Berlin (1993)

Seligman DA, Pullinger AG: A multiple stepwise logistic regression analysis of trauma history and 16 other history and dental cofactors in females with temporomandibular disorders.

J Orofac Pain 10: 351-361 (1996)

Singh I: The architecture of cancellous bone.

J Anat 127: 305-310 (1978)

Slootweg PJ, de Wilde PCM: Condylar pathology in jaw dysfunction: A semi-quantitative study.

J Oral Pathol 14: 690, (1985)

Smit TH, Odgaard A, Schneider E: Structure and function of vertebral trabecular bone.

Spine 22: 2823-2833 (1997)

Literaturverzeichnis

Solberg WK, Woo MW, Houston JB: Prevalence of mandibular dysfunction in young adults.
J Am Dent Assoc 98: 25-34 (1979)

Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP: The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint.
J Oral Rehabil 8: 391-400 (1981)

Stark W: Zur Umformung des menschlichen Kieferköpfchens in funktioneller Abhängigkeit von der Benutzung des Gebisses.
Hans Adler, Greifswald (1937)

Steinhardt G: Funktion und strukturelle Veränderungen der Kiefergelenke.
In: Schön F, Singer F (Hrsg): Europäische Prothetik heute.
Quintessenz, Berlin (1978)

Stratmann U, Schaarschmidt K, Santamaria P: Morphometric investigation of condylar cartilage and disc thickness in the human temporomandibular joint: significance for the definition of osteoarthrotic changes.
J Oral Pathol Med 25: 200-205 (1996)

Teng S, Herring SW: A stereological study of trabecular architecture in the mandibular condyle of the pig.
Arch Oral Biol 40: 299-310 (1995)

Teng S, Herring SW: Anatomic and directional variation in the mechanical properties of the mandibular condyle in pigs.
J Dent Res 75: 1842-1850 (1996)

Tillmann B, Töndury G: Bewegungsapparat.
In: Rauber/Kopsch (Leonhardt H, Tillmann B, Zilles K, Hrsg) Anatomie des Menschen. Bd I.
G. Thieme, Stuttgart (1987)

Literaturverzeichnis

Uchiyama T, Tanizawa T, Muramatsu H, Endo N, Takahashi HE, Hara T: A morphometric comparison of trabecular structure of human ilium between microcomputed tomography and conventional histomorphometry. *Calcif Tissue Int* 61: 493-498 (1997)

Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, Rügsegger P: The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone* 25: 55-60 (1999)

Vingard E, Alfredsson L, Malchau H: Osteoarthritis of the hip in women and its relation to physical load at work and in the home. *Ann Rheum Dis* 56: 293-298 (1997)

Vogel M, Hahn M, Posl M, Delling G: Relation between 2- and 3-dimensional architecture of trabecular bone in the human spine. *Bone* 14: 199-203 (1993)

Westesson PL, Rohlin M: Internal derangement related to osteoarthritis in temporomandibular joint autopsy specimens. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 57: 17-22 (1984)

Westesson PL, Bronstein SL, Liedberg J: Internal derangement of the temporomandibular joint; Morphologic description with correlation to joint function. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 59: 323-331 (1985)

Whitehouse WJ: The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. *J Microsc* 101: 153-168 (1974)

Widmalm SE, Westesson PL, Kim IK, Pereira FJ Jr, Lundh H, Tasaki MM: Temporomandibular joint pathosis related to sex, age, and dentition in autopsy material. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 78: 416-425 (1994)

Literaturverzeichnis

Wolff J: Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage vom Knochenwachstum.
Virchow Arch Pathol Anat Physiol Klin Med 50: 389-453 (1870)

Wolff J: Das Gesetz der Transformation der Knochen.

Hirschwald, Berlin (1892) (reprinted as The Law of Bone Remodeling Stuttgart, Schattauer 1991/translated by
Maquet P and Furlong R. Springer Berlin)

Zysset PK, Curnier A: A three-dimensional damage model for trabecular bone based on fabric tensors.
J Biomech 29: 1549-58 (1996)

Das Zustandekommen dieser Arbeit wäre ohne die fachliche Betreuung unter großem persönlichen Einsatz und der nie enden wollenden Geduld meines Betreuers, Herrn Prof. Dr. med. Dr. hc. R. Putz, nicht möglich gewesen. Vor allem aus diesen Gründen und für die Überlassung des Themas möchte ich ihm von ganzem Herzen danken.

Ein ganz herzlicher Dank gebührt Frau Renate Putz, die mir ihre Zeit geschenkt hat und durch genauestes Korrekturlesen wesentlich zur endgültigen Form der Arbeit beigetragen hat.

Lebenslauf

Persönliche Angaben

Michaela Svejda, geb. am 24.05.1980 in Klagenfurt
als Tochter von Dr. Christine Svejda (geb. Körner) und Dr. Christoph Svejda

Schulbildung

1986-1990 Volksschule 1 Kötschach-Mauthen
1990-1994 Hauptschule 1 Kötschach-Mauthen
1994-1998 Bundesoberstufenrealgymnasium Hermagor
30.06.1998 Matura mit Auszeichnung

Universitätsausbildung

1998-2004 Studium der Zahnmedizin an der
Ludwig-Maximilians-Universität München
14.10.1999 naturwissenschaftliche zahnärztliche Vorprüfung
02.04.2001 zahnärztliche Vorprüfung
14.07.2003-26.02.2004 Staatsexamen

Ärztliche Tätigkeit:

10/2004 Assistenzarztstelle an der Abteilung für Kieferorthopädie
der Bernhard-Gottlieb-Universitätszahnklinik Wien

Wien, im Februar 2007