

Aus der anatomischen Anstalt der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand Lehrstuhl I
Professor Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz

**Morphologische Funktionsanalyse des oberen Kopfgelenkes
mittels CT-Osteoabsorptiometrie**

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

Vorgelegt von
Christian Bartsch
aus Landshut
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität zu München

Berichterstatter: Professor Dr. med. M. Müller-Gerbl

Mitberichterstatter: Professor Dr. I. Rudzki-Janson

Priv. Doz. Dr. K. A. Herrmann

Dekan: Professor Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen
Prüfung: 09. 10. 2007

Inhaltsverzeichnis		Seite
1	Einleitung	4
1.1	Allgemeine Einleitung	4
1.2	Die Kopfgelenke	6
1.2.1	Die Anatomie der Kopfgelenke	6
1.2.1.1	Bau und Form der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes	6
1.2.1.2	Bau und Form der Gelenkflächen des unteren Kopfgelenkes	8
1.2.1.3	Kapselapparat und meniscoide Falten	11
1.2.1.4	Bandapparat der Kopfgelenke	12
1.2.1.5	Muskelapparat der Kopfgelenke	15
1.2.2	Statik der Kopfgelenke	17
1.2.3	Kinematik der Kopfgelenke	20
1.2.3.1	Sagittalflexion	20
1.2.3.2	Lateralneigung und gekoppelte Bewegungen	22
1.2.3.3	Rotation und gekoppelte Bewegungen	23
1.3	Funktioneller Bau des Knochens und Gelenkbeanspruchung	25
1.3.1	Struktur und Anpassung des Knochens	25
1.3.2	Struktur und Anpassung der subchondralen Knochenplatte	26
1.4	Entwicklungsgeschichte und Grundlagen der subchondralen Mineralisierungsdarstellung	30
1.5	Fragestellung	32
2	Material	34
3	Methode	35
3.1	Anfertigung der CT-Datensätze	35
3.2	Erstellung der Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierungsdichte (Densitogramme) durch die CT-OAM	36
3.3	Auswertung der Densitogramme	40
3.3.1	Lokalisation der Dichtemaxima	40
3.3.1.1	Bestimmung der Lage der Maxima nach visuellen Gesichtspunkten	40
3.3.1.2	Bestimmung der Lage der Maxima mithilfe eines Rasters	40
3.3.1.3	Typisierung der Densitogramme je nach Lokalisation der Maxima	41
3.3.2	Bestimmung des Mineralisierungsgrades der Gelenkflächen (quantitative CT-OAM)	41
3.3.3	Statistische Auswertung des Mineralisierungsgehaltes	42
3.4	Vergleich der Mineralisierungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes unterschiedlicher Gelenkflächen	43
3.4.1	Vergleich der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen rechter und linker Gelenkfläche	43

3.4.2	Vergleich des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas	43
3.4.3	Vergleich der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen korrespondierenden Gelenkflächen	43
3.5	Einteilung der geometrischen Variationen der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes	44
4	Ergebnisse	45
4.1	Auswertung der Densitogramme	45
4.1.1	Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme	45
4.1.1.1	Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme der oberen Gelenkflächen des Atlas	45
4.1.1.2	Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme der Condylus occipitales	48
4.1.2	Bestimmung des Mineralisierungsgrades der Gelenkflächen	51
4.2	Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes unterschiedlicher Gelenkflächen	53
4.2.1	Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen rechter und linker Gelenkfläche	53
4.2.2	Auswertung des Vergleiches des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas	55
4.2.3	Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen korrespondierenden Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes	56
4.3	Auswertung der geometrischen Variationen der Gelenkflächen	58
4.3.1	Aufteilung der geometrischen Variationen der Facies superiores des Atlas	58
4.3.2	Vergleich zwischen Mineralisierungsmustern und geometrischen Variationen der Facies superiores des Atlas	58
4.3.3	Aufteilung der geometrischen Variationen der Condylus occipitales	58
4.3.4	Vergleich zwischen Mineralisierungsmustern und geometrischen Variationen der Condylus occipitales	59
5	Diskussion	60
5.1	Diskussion des Materials	60
5.2	Diskussion der Methode	62
5.2.1	Die CT-Osteoabsorptiometrie	62
5.2.2	Berechnung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte	62
5.2.3	Anzahl, Lokalisation und Einteilung der Dichtemaxima	63
5.2.4	Einteilung der Gelenkflächen nach geometrischen Grundformen	63

5.3	Diskussion der Auswertung der Dichtemuster und des Mineralisierungsgehaltes der Gelenkflächen	64
5.3.1	Auswertung des Vergleiches des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas	64
5.3.2	Auswertung der Dichtemuster der Condyli occipitales	64
5.3.3	Auswertung der Dichtemuster der oberen Gelenkflächen des Atlas	68
5.3.4	Auswertung des Vergleiches zwischen linker und rechter Gelenkfläche	69
5.3.5	Auswertung des Vergleiches zwischen korrespondierenden Gelenkflächen	70
5.4	Diskussion der Auswertung der geometrischen Variationen	72
5.4.1	Auswertung der geometrischen Variationen des oberen Kopfgelenkes	72
5.4.2	Auswertung des Vergleiches zwischen geometrischen Variationen und Dichtemuster für das obere Kopfgelenk	72
6	Zusammenfassung	74
7	Anhang	76
8	Literaturverzeichnis	80
9	Danksagung	89
10	Curriculum Vitae	90

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Im Kopfbereich sind essenzielle Sinnesfunktionen des Menschen lokalisiert, so unter anderem der Seh-, Hör- und Geruchssinn. Damit diese optimal funktionieren können, sind sowohl ein großer Bewegungsumfang des Kopfes als auch eine exakte Feinabstimmung der Kopfposition unerlässlich. Darüber hinaus muss der Kopf in seiner Position gehalten werden und es muss sein Gewicht getragen werden. All dies wird durch die Halswirbelsäule, insbesondere aber durch die Kopfgelenke ermöglicht.

Die Kopfgelenke funktionieren einerseits als Einheit, andererseits wird durch die Unterteilung in Einzelgelenke, die jeweils minimale Bewegungen ausführen können, eine differenzierte Feinabstimmung der Kopfposition ermöglicht. Bedingt durch die große Zahl geometrischer Variationen der Gelenkflächen und dem diffizilen Muskel- und Bandapparat gehören die Kopfgelenke zu den komplexesten menschlichen Gelenken (Putz 1981). Darin liegt möglicherweise der Grund, dass deren Gelenkmechanik bis heute noch nicht vollständig geklärt ist.

Darüber hinaus ist die Wirbelsäule, und damit auch die Kopfgelenke, relativ häufig von degenerativen Erkrankungen betroffen. So fand sich bei radiologischen Untersuchungen (Prescher 1988) bei 88 % der über 61-Jährigen eine Spondylarthrosis deformans der *Articulatio atlantoaxialis mediana* (vgl. Abb. 1). Als Folge der degenerativen Halswirbelsäulenerkrankungen kann es ferner zu einer Spinalkanalstenose kommen.

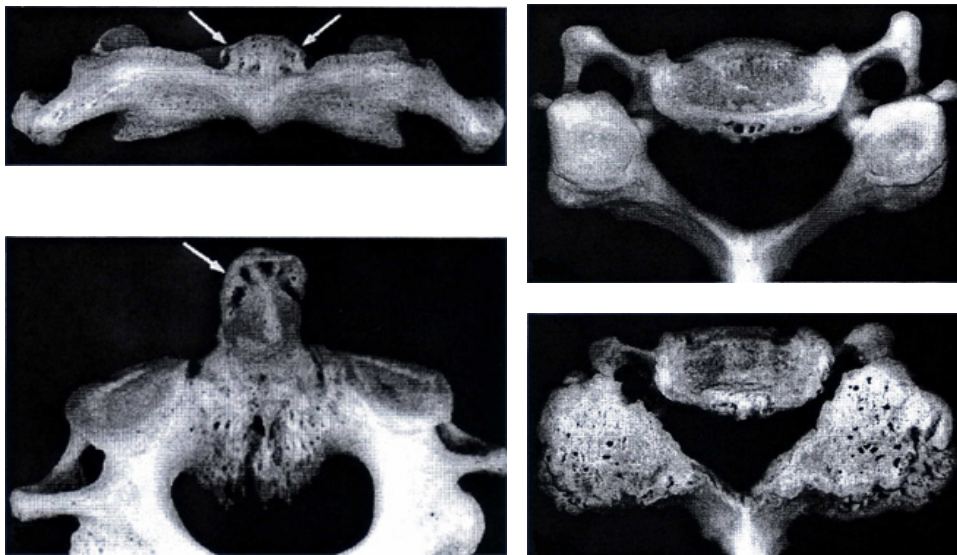


Abb. 1: Arthrotische Veränderungen an der Fovea dentis (links oben), des Dens axis (links unten), normaler Halswirbel von kranial (rechts oben), arthrotische Veränderungen der lateralen superioren Gelenkflächen eines Halswirbels (rechts unten); Prescher 1988

Studien von Bogduk (2001, 2003) zeigten, dass von Veränderungen an den Kopfgelenken Nacken- und Kopfschmerzen ausgehen können. Diese Veränderungen können sowohl die Muskulatur und die Kapseln als auch – im Sinne einer Spondylarthrosis – die Gelenkflächen selbst betreffen.

Zurzeit ist über die Gelenkmechanik der Kopfgelenke relativ wenig bekannt. Um die Entstehung der Spondylarthrosis cervicalis besser verstehen zu können und um therapeutische Konzepte zu entwickeln bzw. zu optimieren, ist jedoch das genaue Verständnis der Gelenkmechanik der Kopfgelenke erforderlich. Wichtige Aspekte der Gelenkmechanik sind das Ausmaß der physiologischen Beanspruchung der Gelenkflächen und die Beanspruchungsverteilung innerhalb der einzelnen Gelenkflächen.

Nach Arbeiten von Pauwels (1955, 1963, 1973), Kummer (1962, 1978, 1985) und Müller-Gerbl (1989, 1990, 1991) ist die Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte ein Korrelat der langfristigen mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes. Die Mineralisierungsdichte ist also in den Teilen einer Gelenkfläche besonders hoch, in denen über einen längeren Zeitraum hinweg eine größere mechanische Beanspruchung auftritt. Mit der Entwicklung der CT-Osteoabsorptiometrie (Müller-Gerbl 1989, 1990, 1991, 1993, 1998) steht seit einigen Jahren ein Verfahren zur Verfügung, das es ermöglicht, die Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte und somit die langfristige Beanspruchungsverteilung zu bestimmen.

Im Rahmen einer Arbeitsgruppe wurde die Mineralisierungsverteilung der subchondralen Knochenplatte der Kopfgelenke mithilfe der CT-OAM – und damit die Beanspruchungsverteilung innerhalb der einzelnen Gelenkflächen – untersucht und zur Gelenkmechanik in Beziehung gebracht. Ferner wurde die Gesamtmineralisierung pro Flächeneinheit der verschiedenen Gelenkflächen als Korrelat der Gesamtbeanspruchung einer Gelenkfläche bestimmt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das obere Kopfgelenk untersucht. Die Ergebnisse der Arbeitsgruppe für den Calciumgehalt pro Flächeneinheit der Fovea dentis wurden zu Vergleichszwecken ebenfalls aufgegriffen. Da die Kopfgelenke insgesamt als Einheit fungieren, wird in der Einleitung eine Literaturübersicht für alle Einzelanteile der Kopfgelenke gegeben.

1.2 Die Kopfgelenke

1.2.1 Die Anatomie der Kopfgelenke

1.2.1.1 Bau und Form der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes

Die *Articulatio atlantooccipitalis* stellt die eigentliche Verbindung zwischen Kopf und Wirbelsäule dar. Die artikulierenden Flächen sind die *Condyli occipitales* und die *Facies articulares superiores* des Atlas. Da die Kondylen in zwei senkrecht aufeinanderstehenden Ebenen konvex sind, während die Gelenkpfannen in zwei senkrecht aufeinanderstehenden Ebenen reziprok, also konkav, gekrümmt sind, ist das obere Kopfgelenk für sich genommen ein Eigelenk. Knese (1949/50) verwies in seinen Untersuchungen jedoch darauf, dass die Gelenkpfannen kein bloßer Abguss der Kondylen sind. Im Folgenden soll daher auf die geometrischen Besonderheiten der beteiligten Gelenkflächen unter besonderer Berücksichtigung der jeweiligen Variationen näher eingegangen werden.

Die Kondylen des *Os occipitale*:

Knese (1949/50) beschrieb zwei Extremformen, innerhalb derer sich alle weiteren geometrischen Formen der Kondylen einordnen ließen. So gibt es auf der einen Seite flache, rundliche und gleichmäßig gekrümmte Kondylen. Die andere Extremvariante stellen Gelenkkörper dar, die in transversaler Richtung über eine scharfe Kante verfügen, von der aus sie in ventraler und dorsaler Richtung nach kaudal abfallen. Der äußere Umriss ist prismatisch, die Kondylen sind jeweils von lateral nach medial kaudalwärts geneigt. Da der rechte und der linke Kondylus nach ventral konvergieren, verlaufen die Krümmungsachsen nicht genau transversal. Ein durchschnittlicher Kondylus ist ventral mit einem Krümmungsradius von 13 mm stärker gekrümmt als dorsal, für den ein durchschnittlicher Krümmungsradius von 21 mm angegeben wurde (Knese 1949/50).

Bei kranio-metrischen Untersuchungen (Bernhard 1976, Guidotti 1984) wurde bei vielen Präparaten ein deutlicher Unterschied bezüglich des Vorkommens einer lateralen und/oder medialen Einziehung der Gelenkflächen zwischen rechter und linker Seite festgestellt. Ebenso traten im Seitenvergleich häufig unterschiedliche Krümmungsradien der Gelenkflächen auf. Da diese Unterschiede nicht exakt quantitativ erfasst wurden, fehlt es an Angaben zur genauen Ausprägung und zur statistischen Verteilung der jeweiligen Differenzen. In der Literatur finden sich ferner kaum Untersuchungen über einen Zusammenhang zwischen mechanischer Beanspruchung und Form der *Condyli occipitales*.

Die *Facies articulares superiores* des Atlas:

Eine genaue Untersuchung der oberen Gelenkflächen des Atlas mit besonderem Schwerpunkt auf deren geometrischen Variationen stammte von Singh (1965). Er dokumentierte dabei eine große Vielfalt bezüglich geometrischer Form und Größe. Erstere hängt dabei wesentlich vom Vorhandensein einer lateralen und/oder medialen Einziehung ab, sodass insgesamt vier unterschiedliche Grundformen existieren: die ovale Grundform, die lateral eingezogene, die nierenförmige und die beidseits eingezogene. Letztere wurde von Singh (1965), je nach Ausprägung der Einziehung, nochmals in eine hantelförmige und eine achtförmige Grundform unterteilt (vgl. Abb. 2).

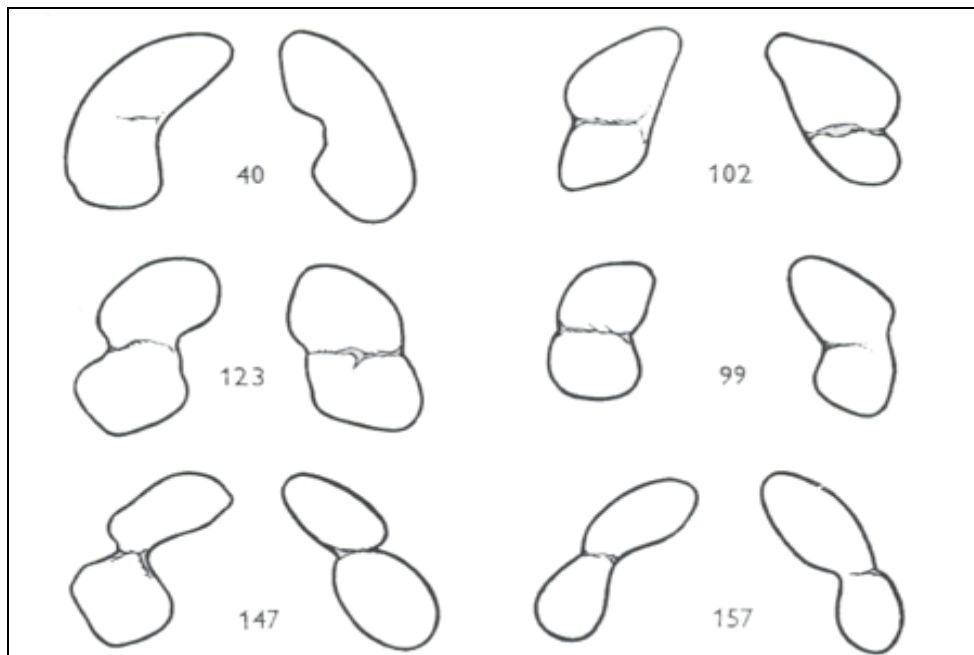


Abb. 2: Mögliche Variationen der Facies articulares superiores des Atlas: nierenförmig (40), lateral eingezogen (102), achtförmig (123, 99) und hantelförmig (147, 157); Singh 1965

Bedingt durch die geometrische Form folgerte Singh (1965), dass bei 171 der 200 untersuchten Gelenkflächen die Tendenz zur Aufteilung in zwei Flächen vorlag. Über die statistische Häufigkeit der jeweiligen Form gibt Tabelle 1 Aufschluss:

	Keine Einziehung	Einziehung nur medial	Einziehung nur lateral	Einziehung beiderseits	Gesamtzahl
Rechte Gelenkfläche	42 (21 %)	6 (3 %)	14 (7 %)	138 (69 %)	200
Linke Gelenkfläche	53 (26,5 %)	8 (4 %)	5 (2,5 %)	134 (67 %)	200

Tab. 1: Häufigkeitsverteilung der geometrischen Formen der oberen Gelenkflächen des Atlas; Singh 1965

Knese (1949/50) beschrieb die Gelenkflächen sowohl in longitudinaler als auch in transversaler Richtung als konkav. Sie fallen von lateral nach medial kaudalwärts ab. Er berichtete ferner von häufigen Unterschieden der geometrischen Form zwischen der rechten und linken Gelenkfläche desselben Schädels, ohne diese jedoch genauer darzustellen.

Eine umfangreichere Studie stammte von Gottlieb (1994). Er verglich hierzu jeweils die rechte und linke obere Gelenkfläche von dreißig mazerierten ersten Halswirbeln u. a. in Bezug auf Form, Oberflächenbeschaffenheit, Tiefe und Neigungswinkel

gegen die Transversalebene. Dabei war kein einziges Mal eine spiegelbildliche Symmetrie zwischen den beiden Seiten gegeben. Elfmal (37 %) wurde eine leichte Asymmetrie festgestellt, nahezu zwei Drittel aber (63 %) waren stark asymmetrisch. Francis (1955) maß sowohl den antero-posterioren als auch den medial-lateralen Durchmesser der oberen Gelenkflächen des Atlas. Bei ersterem ergaben sich rechts durchschnittlich 23,2 mm, links 23,6 mm; in medial-lateraler Richtung links 11,8 mm, rechts 11,4 mm. Der Vergleich mit der Studie von Gottlieb (1994) zeigt, dass sich die beiden Seiten kaum bezüglich der Maße, insbesondere aber bezüglich der geometrischen Form und der Neigungswinkel unterscheiden.

Kritisch zu bewerten ist jedoch, dass bei allen drei Untersuchungen ausschließlich mazerierte Präparate verwendet wurden, obwohl in anderen Studien erhebliche Unterschiede zwischen mazerierten und nicht mazerierten Exemplaren festgestellt wurden (Putz und Pomaroli 1972). Auch finden sich in der Literatur kaum Angaben über den Zusammenhang zwischen Gelenkform einerseits und mechanischer Beanspruchung andererseits.

1.2.1.2 Bau und Form der Gelenkflächen des unteren Kopfgelenkes

Da die *Articulatio atlantoaxialis lateralis* und die *Articulatio atlantoaxialis medianum* funktionell eng aneinandergelockt sind, bezeichnet man beide zusammen als „unteres Kopfgelenk“. Im lateralen Atlantoaxialgelenk artikulieren die unteren Gelenkflächen des Atlas mit den oberen des Axis. Das mediane Atlantoaxialgelenk weist einen vorderen und einen hinteren Anteil auf, die zugehörigen Gelenkflächen des Ersteren sind die *Fovea dentis* des Atlas und die *Facies anterior* des *Dens axis*. Die *Facies posterior* bildet zusammen mit dem *Ligamentum transversum atlantis* den hinteren Anteil. Vor allem im Hinblick auf die später noch abzuhandelnde Biomechanik sollen im Folgenden die jeweiligen Gelenkflächen und dabei einige Punkte, auf die in der Standardliteratur nicht oder nur unzureichend eingegangen wird, näher beschrieben werden:

Die *Facies articulares inferiores* des Atlas:

Die äußere Form wurde als rundlich bis sphärisch-dreieckig beschrieben (Knese 1949/50). In seiner ausführlichen Darstellung der Gelenkflächen verwies Knese außerdem bereits darauf, dass die leichte Konkavität der Gelenkflächen durch den unterschiedlich dicken Knorpel ausgeglichen wird, was eine nahezu ebene Oberfläche mit sich bringt.

Putz und Pomaroli (1972) stellten in ihren Untersuchungen ebenfalls eine erhebliche Diskrepanz zwischen nicht mazerierten und mazerierten Präparaten fest. Indem sie zur Beschreibung der Krümmungsverhältnisse einen Quer- und einen Längsdurchmesser einführten, konnte der Unterschied auch quantitativ erfasst werden. Die mazerierte Gelenkfläche des Atlas gleicht aufgrund einer leichten Konkavität in Richtung des Querdurchmessers einer „flachen Rinne, die in einem nach vorn offenen Winkel 20–30 Grad gegen die Sagittalebene gerichtet ist“. Durch die Knorpelauflage ist der Querdurchmesser am nicht mazerierten Präparat jedoch leicht konvex, sodass sich das Bild eines flachen Sattels ergibt. Im Längsdurchmesser sind sowohl das mazerierte Präparat als auch das nicht mazerierte konkav, obgleich das nicht mazerierte Präparat aufgrund der unterschiedlichen Knorpeldicke etwas stärker gekrümmt ist.

Koebke und Brade (1982) verwiesen in ihren Studien auf eine starke Asymmetrie zwischen rechter und linker Gelenkfläche. Sie beschrieben aber nicht nur die

geometrische Form der Gelenkflächen, sondern beschäftigten sich auch mit den Auswirkungen der mechanischen Beanspruchungen auf dieselben. Dazu maßen sie zum einen die Knorpeldicke, zum anderen fertigten sie Röntgenaufnahmen zur Bestimmung der subchondralen Knochendicke an. Dabei zeigte sich, dass der Knorpel im Randbereich mit durchschnittlich 1,0 bis 1,5 mm nur unwesentlich dünner ist als in der Mitte mit 1,7 bis 2,0 mm. Die subchondrale Knochenplatte ist besonders im lateralen und zentralen Bereich stark ausgeprägt.

Die Facies articulares superiores des Axis:

Knese (1949/50) beschrieb diese als rundlich bis dreieckig, wobei sie von medial-kranial nach lateral-kaudal abfallen.

Pernkopf (1952) verglich die Form der Gelenkflächen mit einem Dach, wobei der anteriore und der posteriore Anteil jeweils nach kaudal geneigt sind, sodass insgesamt eine Konvexität entsteht.

Systematische Untersuchungen dieser Gelenkflächen wurden ebenfalls von Putz und Pomaroli (1972) angefertigt. Nach Einführung des oben erwähnten Längs- und Querdurchmessers ergaben sich bei beiden konvexe Krümmungen, die auch durch den in der Mitte im Vergleich zum Rand dickeren Knorpel entstehen. Der durchschnittliche Krümmungsradius im Bereich des Querdurchmessers entspricht allerdings nicht dem der unteren Gelenkfläche des Atlas; er weist einen stärkeren Krümmungsradius auf. Daraus resultiert zwischen den unteren Gelenkflächen des Atlas und den oberen des Axis ein zentraler Kontaktbereich (vgl. Abb. 3).

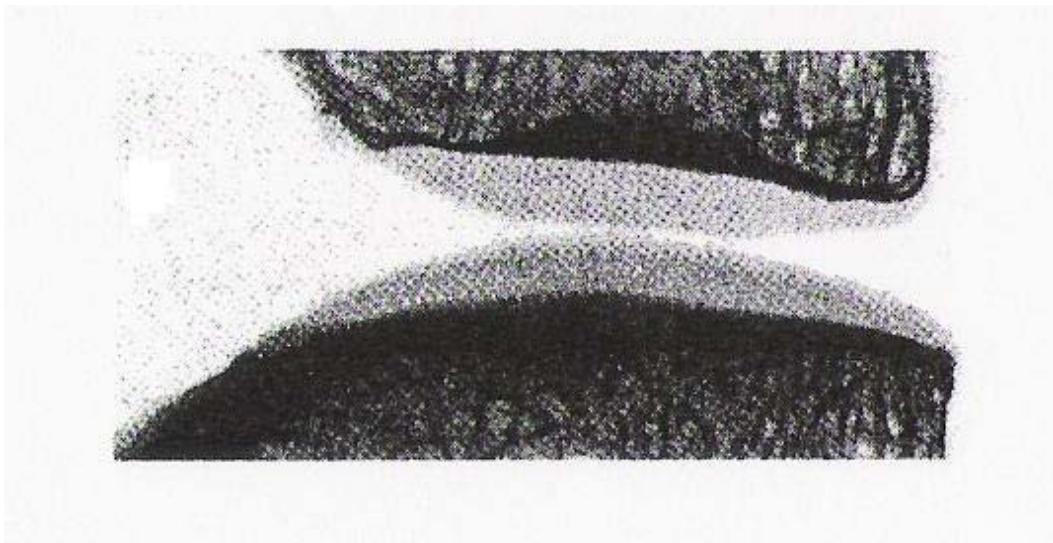


Abb. 3: Durch die Knorpelaufgabe veränderte Geometrie der Gelenkflächen von Atlas und Axis; Koebke und Brade 1982

Koebke und Brade (1982) verglichen die Gelenkflächen von Neugeborenen und Erwachsenen mittleren Alters. Im Vergleich zu der firstförmigen Struktur Erwachsener, auf die Pernkopf zuvor hingewiesen hatte, waren die Gelenkflächen der Kinder flach. Ferner wurde wiederum oftmals eine starke Asymmetrie zwischen rechter und linker Gelenkfläche des gleichen Wirbels geschildert (vgl. Abb. 4). Die Messungen der Knorpeldicke stimmten gut mit den Ergebnissen von Putz und Pomaroli (1972) überein, da auch hier der Knorpel am Rand mit Werten von 0,5 bis 0,7 mm wesentlich dünner war als zentral; dort wurde eine Dicke von 1,5 bis 1,9 mm gemessen.

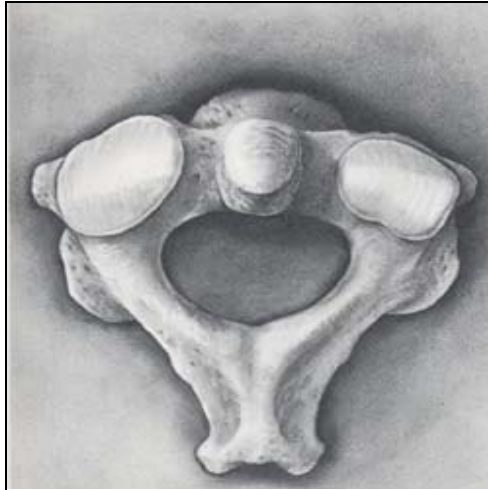


Abb. 4: Obere Gelenkflächen eines Axis mit deutlicher Asymmetrie zwischen linker und rechter Gelenkfläche; Koebke und Brade 1982

Die ventrale und die dorsale Fläche des Dens:

Die ventrale Gelenkfläche ist in der Regel elliptisch, seltener kreisförmig und weist eine deutliche Konvexität auf (Fick 1911, Knese 1949/50).

Die Facies articularis dorsalis des Dens ist „queroval, seltener kreisförmig oder sehr selten zylindrisch“ (Knese 1949/50). Bedingt durch eine Konkavität von kranial nach kaudal und eine Konvexität von rechts nach links ist die Gesamtfläche sattelförmig (Koebke 1979). Koebke (1979) beschrieb drei Variationstypen des Dens, die in Abbildung 4 dargestellt werden, wobei die Ansicht auf den Dens von lateral erfolgt. Die rechte Seite des jeweilig abgebildeten Dens entspricht der posterioren Fläche.



Abb. 5: Variationen des Dens, die Ansicht erfolgt von lateral, die rechte Seite des jeweiligen Dens im Bild entspricht der posterioren Seite; Koebke 1979

Der gerade Typ zeichnet sich durch Gelenkflächen auf gleicher Höhe, der lordotische durch eine nach kaudal verlagerte posteriore Gelenkfläche, der kyphotische durch eine kraniale Ausbuchtung bei gleich hohen Gelenkflächen aus. Unabhängig davon wird die geometrische Form der vorderen Fläche als elliptisch beschrieben. Bei 80 % der untersuchten Präparate von älteren Patienten wurden Veränderungen des Knorpels gefunden. Dieser wurde zum einen dünner, zum anderen wurde der Anteil der knorpelüberzogenen Fläche wesentlich kleiner. Um die Abhängigkeit der Form von mechanischen Parametern zu untersuchen, führte Koebke (1979) spannungsoptische Versuche an zweidimensionalen Kunststoffmodellen des Dens

durch. Nach diesen stellen die unterschiedlichen Formen des Dens Anpassungen an die mechanische Belastung dar. Auch Röntgenaufnahmen zur Analyse der trabekulären Strukturen legen diesen Zusammenhang nahe. So findet sich beim lordotischen Typ, der durch seine Form vermehrt Biegebeanspruchungen ausgesetzt ist, eine spezielle Trabekelstruktur, die so gerichtet ist, dass die auftretenden Biegebeanspruchungen in die günstigeren Zug- und Druckspannungen umgeformt werden. Die spezielle Anordnung der Trabekel stellt damit ein trajektorielles System dar, dessen Grundlagen Pauwels (1973) darlegte.

Die Fovea dentis des Atlas:

Diese wird als kreisförmig bis querelliptisch beschrieben. In der Transversalebene ist sie entsprechend der Zahnachse gekrümmt (Fick 1911, Knese 1949/50).

Da laut Prescher (1988) bei 88 % der über 61-Jährigen degenerative Veränderungen im medianen Atlantoaxialgelenk, besonders in der Fovea dentis, auftreten, soll auf diese kurz eingegangen werden. In kranialer Richtung wurden „halbmondförmige Auswüchse“ beschrieben, die sich so weit nach kranial ausdehnen können, dass sie bis zum Vorderrand des Foramen magnum reichen können. Nehmen sie eine dachförmige Gestalt über dem Dens an, so werden sie als „Processus opercularis dentis“ bezeichnet.

1.2.1.3 Kapselapparat und meniscoide Falten

Die Gelenkkapseln der oberen Halswirbelsäule werden allgemein als dünn und weit beschrieben (Fick 1911, Putz 1981). Besonderes Augenmerk wird in der Literatur auf synoviale Falten gelegt. Putz und Pomaroli (1972) beobachteten in der *Articulatio atlantoaxialis lateralis* eine keilförmige meniscoide Falte, die sich zirkulär in den Gelenkraum vorwölbt. Sie wiesen dieser eine kraftübertragende Funktion zu, da sie, nach Ansicht von Putz und Pomaroli, die Inkongruenz der korrespondierenden Gelenkflächen ausgleicht.

Mercer und Bogduk (1993) fertigten eine ausführliche Studie über intraartikuläre Einschlüsse im Bereich der Halswirbelsäule an, bei der sie im Gegensatz zu Penning und Töndury (1963) und Inami (2000) auch die Kopfgelenke miteinbezogen. Je nach Morphologie und histologischer Zusammensetzung unterschieden sie drei Arten intrartikulärer Einschlüsse: „intraartikuläre Fettpolster“, „fibro-adipöse Meniscoide“ und „kapsuläre Ränder“. Erstere kommen vor allem im oberen Kopfgelenk im Bereich der lateralen und medialen Einziehung vor, sind aber nicht den Gelenkknorpeln aufgelagert. Die fibro-adipöse Meniscoide wurden im C0/C1-Segment nur selten, kaudalwärts jedoch häufig gefunden. Die kapsulären Ränder, die nicht zwischen die Gelenkoberflächen vordringen, sondern lediglich den Raum zwischen Gelenkkapsel und Knorpelrand auffüllen, kommen in allen Kopfgelenken vor. Die genaue Lokalisation der Strukturen ist in Abbildung 6 dargestellt.

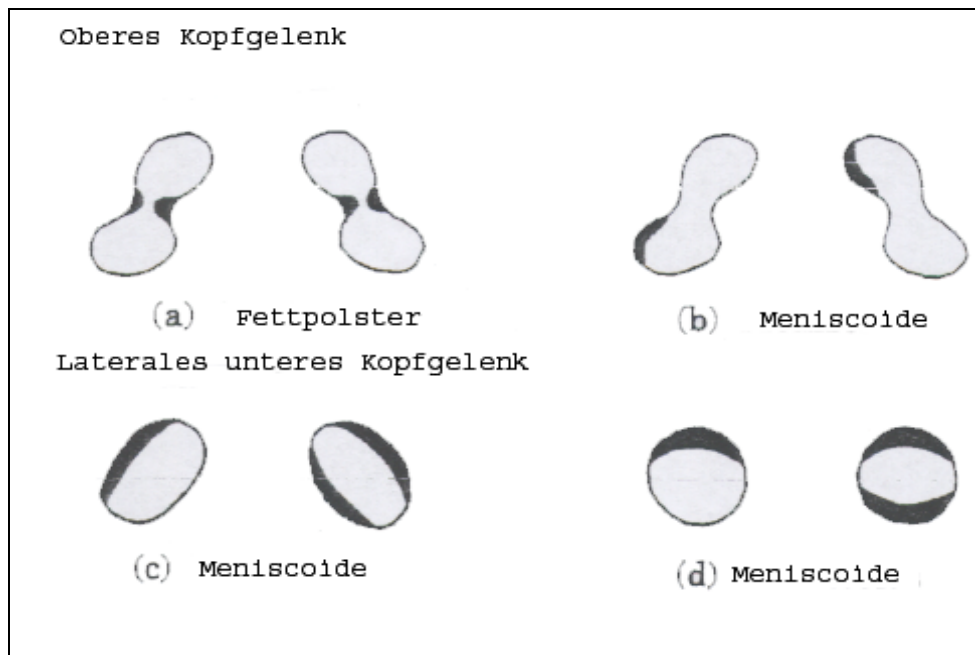


Abb. 6: Lokalisation der „intraartikulären Einschlüsse“ im jeweiligen Gelenk; Mercer und Bogduk 1993

Während die intraartikulären Fettpolster und die kapsulären Ränder vor allem zum Auffüllen von Freiräumen dienen, gibt es über die Funktion der Meniscoide unterschiedliche Aussagen. Im Gegensatz zu Putz und Pomaroli (1972) dienen diese laut Mercer und Bogduk (1993) zur Benetzung der Gelenkflächen mit Synovialflüssigkeit. Auch Koebke und Brade (1982) lehnten eine mechanische Funktion ab, da die Menisci histologisch aus lockerem Bindegewebe mit Einschlüssen von Fettzellen und Blutgefäßen bestehen, aber keine Chondrozyten enthalten. Nach der Theorie der kausalen Histogenese von Pauwels (1955) müssten diese aber im Falle einer mechanischen Kraftübertragung vorhanden sein.

Um den Einfluss der Gelenkkapsel auf die Bewegungen des unteren Kopfgelenkes beurteilen zu können, untersuchten Crisco et al. (1991) die Bewegungsausmaße nach schrittweiser Durchtrennung der Kapseln und verschiedener Bänder der Kopfgelenke. Dadurch konnten sie nachweisen, dass die Kapsel neben der Erzeugung der Synovialflüssigkeit auch eine mechanische bewegungshemmende Funktion besitzt.

1.2.1.4 Bandapparat der Kopfgelenke

Der Bandapparat der Kopfgelenke weist im Vergleich zum Bandapparat der übrigen Wirbelsäule einige wesentliche Unterschiede auf. So unterscheidet man zwischen allgemeinen Bändern der Wirbelsäule und speziellen Bändern der Kopfgelenke. Neben den Ligamenta longitudinalia anterior et posterior, also den allgemeinen Bändern der Wirbelsäule, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, bestehen im Bereich der oberen Halswirbelsäule noch weitere spezielle Bänder (s. Tab. 1), die einen Einfluss auf die Funktion der Kopfgelenke ausüben.

Bei der Beschreibung dieses Bandapparates gibt es in Bezug auf Ansatz und Ursprung der Bänder und ihres Beitrages zur Gelenkstabilität zwischen den einzelnen Autoren (Ludwig 1952, Fielding et al. 1974, White et al. 1978, Dvorak et al. 1987, Dvorak und Panjabi 1987) teilweise erhebliche Differenzen. Da die umfassenderen Angaben von Dvorak (1987) stammen, bezieht sich Tabelle 2, die

einen Überblick über die speziellen Bänder der Kopfgelenke gibt, bei allen strittigen Punkten auf diesen Autor.

Bezeichnung	Ursprung	Verlauf	Ansatz
Membrana atlantooccipitalis anterior	Arcus atlantis anterior	Im Mittelteil durch das Lig. longitudinale anterius verstärkt	Basalfläche des Os occipitale
Lig. apicis dentis	Apex dentis		Vorderrand des Foramen magnum
Ligg. alaria	Seitenflächen des Dens axis	Faserverlauf abhängig von der Höhe des Dens (s. Text)	Innenfläche der Condyli occipitales und der Massae laterales des Atlas
Fasciculi longitudinales des Lig. cruciforme atlantis	Hinterfläche des Axiskörpers	Über den Dens axis hinweg	Vorderer Umfang des Foramen magnum
Lig. transversum atlantis	Innenfläche der rechten Massa lateralis	Umschließt den Dens axis von dorsal	Innenfläche der linken Massa lateralis
Membrana tectoria	Dorsalfläche des Axiskörper	Bildet die ligamentöse ventrale Begrenzung des Wirbelkanals	Clivus des Os occipitale
Membrana atlantooccipitalis posterior	Hinterer Anteil des Arcus atlantis posterior	Bildet den dorsalen Abschluss des Wirbelkanals und wird von der Arteria vertebralis durchbohrt	Hinterer Rand des Foramen magnum
Lig. atlantooccipitale laterale	Wurzel des Querfortsatzes des Atlas	Verstärkt die Gelenkkapsel des oberen Kopfgelenkes	Äußere Schädelbasis

Tab. 2: Ansatz, Ursprung und Verlauf der speziellen Bänder der Kopfgelenke

Zur Veranschaulichung ist ein Sagittalschnitt eines Atlas von kranial betrachtet in Abbildung 7 dargestellt:

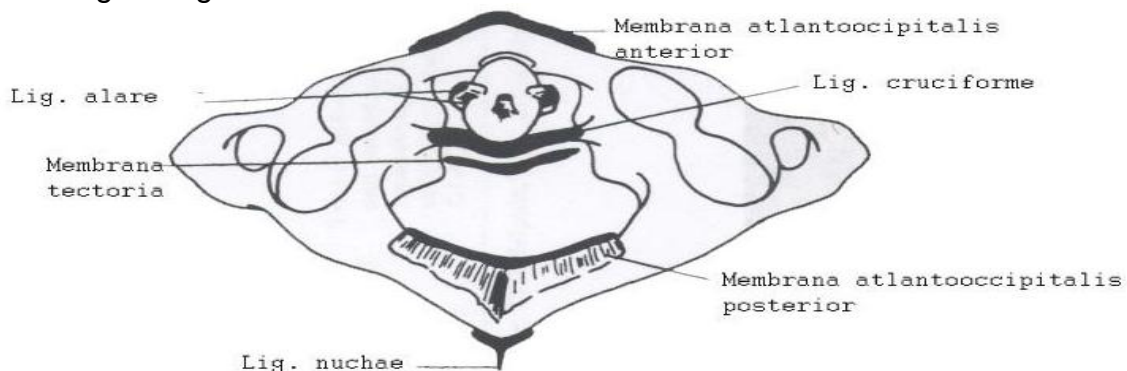


Abb. 7: Bänder der Kopfgelenke im Sagittalschnitt; White und Panjabi 1978

Die größte Uneinigkeit unter obigen Autoren besteht hinsichtlich des Ligamentum alare. Dieses ist im Querschnitt elliptisch, 10 bis 13 mm lang und 3 bis 6 mm breit. Der Ursprung des Ligamentum alare wird „posterior exzentrisch an der Seitenfläche des Dens Axis“ beschrieben, was, wie später noch erläutert wird, bei einigen Autoren eine wichtige Rolle bei der Erklärung der Gelenkmechanik spielt. Der Faserverlauf ist von der Höhe des Dens im Vergleich zu den Kondylen abhängig, sodass ein kranio-kaudaler, horizontaler oder kaudo-kranialer Faserverlauf beschrieben wird (Dvorak und Panjabi 1987).

Dvorak und Panjabi (1987) untersuchten neunzehn Präparate und fanden neben dem Ansatz an den Innenflächen der Condylus occipitales bei zwölf der neunzehn Präparate einige Fasern, die am Atlas ansetzten, und bestätigten damit frühere Untersuchungen von Ludwig (1952). In den klassischen Lehrbüchern des frühen zwanzigsten Jahrhunderts wird jedoch lediglich ein Ansatz am „vorderen Teil des medianen Kondylusrandes des Occiput“ (Fick 1911) beschrieben. Aber auch neuere Studien, so unter anderem von White und Panjabi (1978), schließen sich dieser Meinung an.

Das Ligamentum transversum atlantis befindet sich zwischen den beiden Massae laterales und liegt dem Dens axis in einer schmalen Grube auf dessen posteriorer Seite an. Der anteriore Anteil besteht aus Faserknorpel, die Gelenkfläche gleicht sich bezüglich Größe und Form der posterioren Fläche des Dens an (Fick 1911). Zusammen mit der posterioren Fläche des Dens axis bildet dieses Band das posteriore mediane Atlantoaxialgelenk.

Die axiale Rotation der Kopfgelenke ist in erster Linie durch das kontralaterale Ligamentum alare, aber auch durch die Membrana tectoria und die Gelenkkapsel begrenzt (Dvorak et al. 1987). Ein Teil der Autoren erklärt die gekoppelte Rotation des Axis bei Lateralneigung (vgl. Abschnitt 1.2.3.3) durch die Ansatz- und Ursprungsverhältnisse des Ligamentum alare (Dvorak und Panjabi 1987, Penning 1978). Nach deren Auffassung wird bei Lateralneigung das kontralaterale Ligamentum alare gedehnt, sodass, bedingt durch dessen posterior exzentrischen Ansatz am Dens, der Axis zur ipsilateralen Seite rotiert.

Die Extension wird in erster Linie durch die Membrana atlantooccipitalis anterior gehemmt.

Die Flexion der Kopfgelenke wird hauptsächlich durch das Ligamentum transversum atlantis, unterstützt durch die Membrana tectoria und die Fasciculi longitudinales des Ligamentum cruciforme atlantis, limitiert (Dvorak et al. 1987).

Wie Fielding et al. (1974) durch biomechanische Studien zeigen konnten, ist der Abstand unter physiologischen Bedingungen zwischen der Fovea dentis und dem Dens bei intaktem Bandapparat nie größer als drei Millimeter, da der Dens durch das Ligamentum transversum atlantis gegen den vorderen Atlasbogen gedrückt wird. Indem der Atlas so lange horizontalen Belastungen ausgesetzt wurde, bis der Abstand zwischen den Gelenkflächen des medianen Atlantoaxialgelenkes auf 12 mm angewachsen war, konnte Fielding auch nachweisen, dass das Ligamentum transversum atlantis als „erste Verteidigungslinie“ fungiert. Nach dessen Ruptur dient das Ligamentum alare als „zweite Verteidigungslinie“, was auch die Untersuchungen Dvoraks et al. (1988) bestätigten.

Putz (1993) sieht die Funktion des Ligamentum transversum atlantis in erster Linie in einer Querverspannung der Massae laterales des Atlas, da auf diesen durch das Gewicht des Kopfes erhebliche statische Kräfte einwirken. Erst bei einer Extrembewegung des Kopfes schützt das Ligamentum transversum atlantis das Rückenmark vor dem Eindringen des Dens axis.

1.2.1.5 Muskelapparat der Kopfgelenke

Die Kopfgelenke werden von einer großen Anzahl verschiedener Muskeln beeinflusst, die aus unterschiedlichen Systemen stammen. Durch die Kontraktion der langen, am Kopf ansetzenden Muskeln werden weit ausgedehnte Bewegungen der gesamten Halswirbelsäule und damit auch der Kopfgelenke ermöglicht. Die suboccipitalen Muskeln, also die Mm. nuchae profundae, und der M. rectus capitis lateralis, wirken isoliert auf die Kopfgelenke. Somit lassen sich die Muskeln der Kopfgelenke in allgemeine Muskeln der Halswirbelsäule und spezielle Muskeln der Kopfgelenke, die ausschließlich auf diese wirken, einteilen (Knese 1949/50). In Abbildung 8 sind die wichtigsten Muskeln der Halsmuskulatur dargestellt:

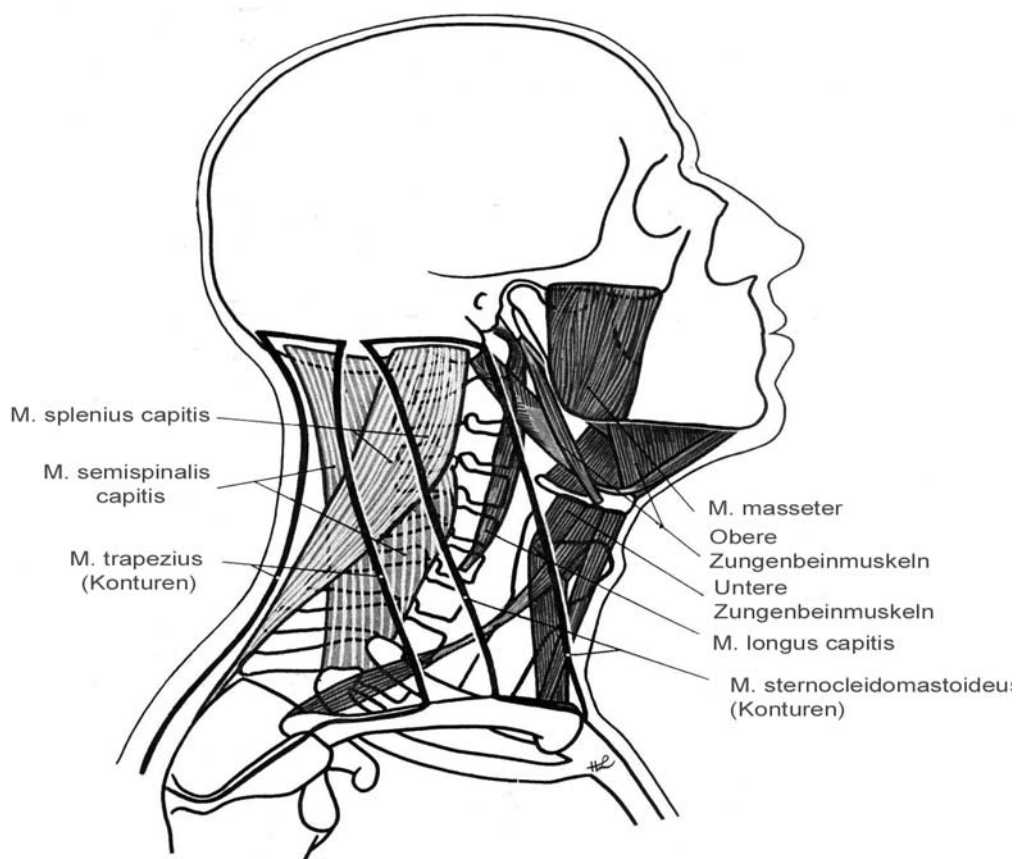


Abb. 8: Schemazeichnung der Halsmuskulatur; Waldeyer 1970

Da die Kopfgelenke bei Bewegungen mit großem Bewegungsumfang als Einheit fungieren, wirkt eine Vielzahl von Muskeln auf die Bewegungen ein. Der Kopf verfügt lediglich über zwei Ventralflexoren, den M. longus capitis und den M. rectus capitis anterior, die allerdings von anderen Muskeln der Kiefer- und Halsregion, insbesondere von den Mm. scaleni, unterstützt werden. Da der Schwerpunkt des Kopfes anterior der Kopfgelenke liegt, wird die Ventralflexion durch die Schwerkraft bei entspannten Dorsalflektoren unterstützt.

Dorsalflexion

M. sternocleidomastoideus
M. trapezius
M. splenius capitis
M. semispinalis capitis
M. rectus capitis dorsalis minor et major
M. obliquus capitis superior et inferior
M. levator scapulae

Ventralflexion

M. longus capitis
M. longus colli
M. rectus capitis anterior
Zungenbeinmuskulatur

Lateralflexion

M. longissimus capitis
M. sternocleidomastoideus
M. splenius capitis
M. levator scapulae
M. scalenus anterior, medius, posterior
M. obliquus capitis superior et inferior
M. rectus capitis lateralis
M. rectus capitis dorsalis major et minor

Rotation des Gesichts zur gleichen Seite

M. splenius capitis
M. obliquus capitis inferior
M. rectus capitis major

Rotation des Gesichts zur entgegengesetzten Seite

M. sternocleidomastoideus
M. semispinalis capitis
M. trapezius

Da die Dorsalflektoren aufgrund der anterioren Schwerpunktlage des Kopfes diesen in Ruheposition „halten“ müssen, sind diese wesentlich stärker ausgeprägt. Eine beidseitige Kontraktion des M. sternocleidomastoideus bewirkt, bedingt durch dessen Ansatz dorsal der Transversalachse der Sagittalflexion bei festgestellter übriger Halswirbelsäule, eine Dorsalflexion in den Kopfgelenken. Bei festgestellten Kopfgelenken und gleichzeitig fixierter Halswirbelsäule bewirkt er hingegen eine Anhebung des Schultergürtels. Der M. trapezius, der M. splenius und der M. transversoccipitalis sind ebenfalls bedeutende Dorsalflektoren. In geringem Ausmaß zählen auch die Mm. rectus capitis posterior major und minor sowie der M. obliquus capitis superior zu den Dorsalflektoren. Bei Kontraktion des M. sternocleidomastoideus kommt es zur kontralateralen Flexion des Kopfes. Knese (1949/50) weist darauf hin, dass jede einseitige Kontraktion aufgrund des Ansatzes und Ursprungs des M. sternocleidomastoideus eine leichte Lateralflexion hervorruft. Ebenso bewirkt eine einseitige Kontraktion des M. semispinalis capitis, des M. obliquus capitis inferior und des M. trapezius eine Rotation des Kopfes in die kontralaterale Richtung. Eine einseitige Kontraktion des M. rectus capitis posterior major, des M. rectus capitis posterior minor und des M. obliquus capitis superior verursacht hingegen eine Rotation des Kopfes zur ipsilateralen Seite (Knese 1949/50). Als Lateralflektoren der Kopfgelenke wirken der M. sternocleidomastoideus, der M. splenius capitis, der M. longissimus capitis, der M. levator scapulae und der M. scalenus medius (Knese 1949/50).

Tab. 3: Auf die Kopfgelenke einwirkende Muskeln

Aufgrund der komplexen Geometrie, der zahlreichen Bewegungsmöglichkeiten und der großen Zahl beteiligter Muskeln ist es kaum möglich, den jeweiligen exakten Beitrag eines Muskels bzw. die auf das Gelenk einwirkende Muskelkraft bei einer isolierten Bewegung zu bestimmen (Knese 1949/50, Mercer und Bogduk 2001). Durch die komplexen Ansatzverhältnisse und das ständig einwirkende statische Gewicht des Kopfes treten während der Bewegungen permanent Änderungen der Zugrichtung und damit der Muskelkraft ein. Aus all diesen Gründen fehlt es in der Literatur an Angaben zur absoluten Größe der einwirkenden Muskelkräfte. Es finden

sich lediglich Darstellungen und Modelle, um zu klären, welcher Muskel an welcher Bewegung beteiligt ist.

1.2.2 Statik der Kopfgelenke

Durch die Position des Atlas zwischen Kopf und restlicher Wirbelsäule und durch seine besondere anatomische Form, die unter anderem durch das Fehlen eines Wirbelkörpers gekennzeichnet ist, müssen die Kopfgelenke bedeutende statische Aufgaben erfüllen. Sie übertragen die Last des Kopfes kaudal auf die Wirbelkörper und Wirbelbogengelenke.

Wie Knese (1949/50) im Hinblick darauf zeigen konnte, ist beim Menschen die Sagittalflexion um das Dreifache geringer als bei artverwandten Tierspezies. Er folgerte daraus, dass beim Menschen die Einschränkung des Bewegungsausmaßes in Kauf genommen wird, da die statische Funktion im Vergleich zur kinematischen überwiegt.

Fick (1911) verweist in diesem Zusammenhang auf den statischen Vorteil durch den relativ großen Kondylenabstand, denn „bei einem einzigen Gelenk müsste unser Kopf wie ein Kürbis auf einer Stange balanciert werden“.

Beim erwachsenen Menschen liegt der Schwerpunkt des Kopfes, der sich in etwa in Höhe der Sella turcica befindet, vor dem Atlantooccipitalgelenk. Aus rein statischen Gründen ist somit der Kopf ständig bestrebt, nach vorn zu kippen. Um den Kopf in neutraler Lage zu halten, ist eine ständige Spannung der Nackenmuskulatur notwendig. Daher sinkt auch der Kopf beim Einschlafen in Sitzposition nach vorne. Die Resultierende der auf die Kopfgelenke einwirkenden Kräfte besteht also aus zwei Komponenten, der Schwerkraft des Kopfes und der Muskelkraft der Dorsalflektoren. Damit der Kopf in Ruhe bleibt, müssen beide Drehmomente gleich groß sein. Die exakte Größe und Richtung der Kraftresultierenden ist von der Stellung der Wirbelsäule abhängig. Je nach Richtung der Kraftresultierenden variiert auch der Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden durch die Gelenkflächen (Knese 1949/50, Kummer 1981). Um die Größe der Gesamresultierenden ermitteln zu können, ist es notwendig, die Resultierende aller Muskelkräfte zu ermitteln. Angesichts der großen Zahl der auf die Kopfgelenke einwirkenden Muskeln und deren komplizierter Ansatzverhältnisse gibt es hierzu in der Literatur kaum Angaben. Unter der vereinfachenden Annahme, dass nur die großen Nackenmuskeln als Gegenkomponente zur Schwerkraft fungieren, berechneten Wictorin und von Norden (1986) die in vorgebeugter Kopfposition auf die obere Halswirbelsäule und somit auf die Kopfgelenke wirkenden Kräfte (vgl. Abb. 9). Demnach wirken bei einer Durchschnittsperson im Bereich der Kopfgelenke und der oberen Halswirbelsäule bei nach vorn gebeugtem Kopf 148 Newton.

Putz (1993) geht davon aus, dass die Nackenmuskeln bei neutraler Kopfposition eine Kraft, die in etwa der Schwerkraft des Kopfes entspricht, tragen müssen. Bei nach vorne geneigter Position des Kopfes kann diese Kraft um ein Vielfaches anwachsen. Allerdings fehlen in der Literatur weitere Angaben zum Ausmaß der einwirkenden Kräfte bei gerader Kopfhaltung.

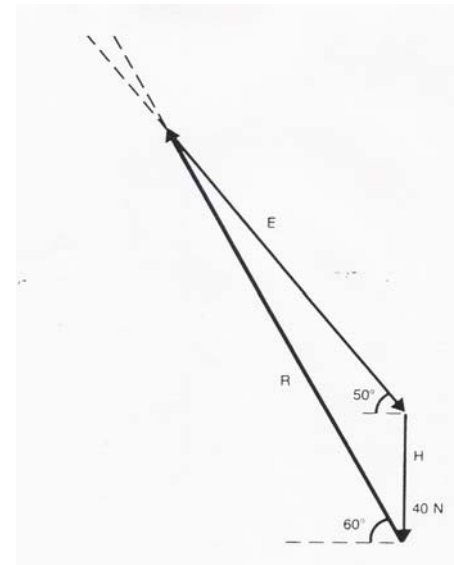
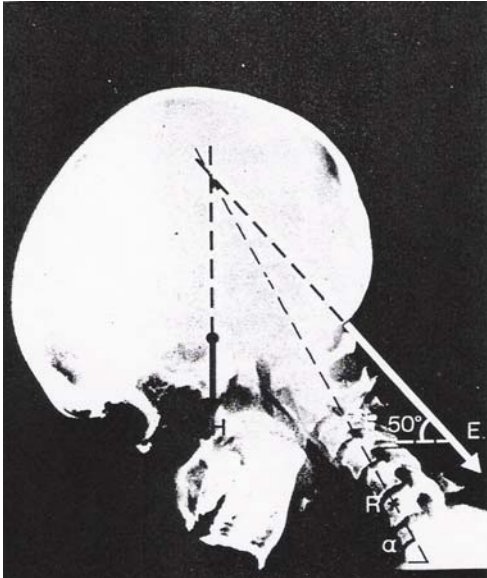


Abb. 9: Auf beiden Bildern sind jeweils der Schwerkraftvektor des Kopfes (H), der Summenvektor der Muskelkraft(E) und der Vektor der Resultierenden (R) dargestellt; Wictorin und von Norden 1986

Weitere Parameter, die die individuelle Gelenkbeanspruchung beeinflussen, sind die Lage und Größe der Kontaktflächen, also des kraftaufnehmenden Anteils der Gelenkflächen. Der Axis besitzt breite Gelenkflächen, über die das Gewicht des Kopfes und des Atlas auf die dem C2/C3-Segment folgenden Disci intervertebrales und Articulationes zygapophyseales übertragen wird. Aufgrund der stärkeren Krümmung der Gelenkflächen des Axis in anterior-posteriorer Richtung im Vergleich zu denen des Atlas bei nicht mazerierten Präparaten stellten Putz und Pomaroli (1972) die Theorie der linienförmigen Kraftübertragung für das untere Kopfgelenk auf (vgl. Abb. 10).



Abb. 10: Im Sagittalschnitt durch Atlas und Axis ist der zentrale Kontakt gut zu erkennen; Putz und Pomaroli 1972

Demnach befindet sich, bedingt durch die konvexe Form der beiden Gelenkflächen, nur im zentralen Bereich eine linienförmige Kontaktzone. Auch die meniskoiden Falten wurden als kraftübertragend angesehen, was aber von anderen Autoren (Koebke und Brade 1982, Mercer und Bogduk 1993) nicht bestätigt werden konnte.

Koebke und Brade (1982) führten bezüglich des kraftübertragenden Anteils der Gelenkflächen weitere wissenschaftliche Arbeiten durch. Dazu eröffneten sie die Atlantoaxialgelenke an 32 Präparaten. Die Gelenkflächen wurden fotografiert, Spaltlinien wurden nach der Methode von Konnermann eingezeichnet, Röntgenaufnahmen der subchondralen Knochenplatte wurden angefertigt und die Knorpeldicke im Abstand von 2 mm gemessen.

Die Dicke des Knorpels der oberen Gelenkflächen des Axis betrug im zentralen Bereich 1,5 bis 1,9 mm, zum Rand hin nahm die Knorpeldicke ab und betrug nur noch 0,5 bis 0,7 mm. Da nach theoretischen Erwägungen von Pauwels (1955), Kummer (1962) und anderen der Knorpel in Bereichen starker mechanischer Belastung dicker ist, folgerten sie, dass bei mittlerer Position des Kopfes der kraftaufnehmende Bereich der *Articulatio atlantoaxialis lateralis* auf das zentrale Plateau beschränkt ist.

Die Dicke des subchondralen Knochens war lateral und zentral sowohl bei der *Facies articularis inferior* des Atlas als auch bei der *Facies articularis superior* des Axis größer als in anderen Bereichen der Gelenkflächen. Daraus folgerten die Autoren, dass lateral und zentral die Gelenkbeanspruchung besonders hoch ist.

Der typische Spaltlinienverlauf der unteren Gelenkflächen des Atlas verläuft von medial nach lateral, wobei die Linien im anterioren und posterioren Bereich leicht bogenförmig ausgeformt sind (vgl. Abb. 11).

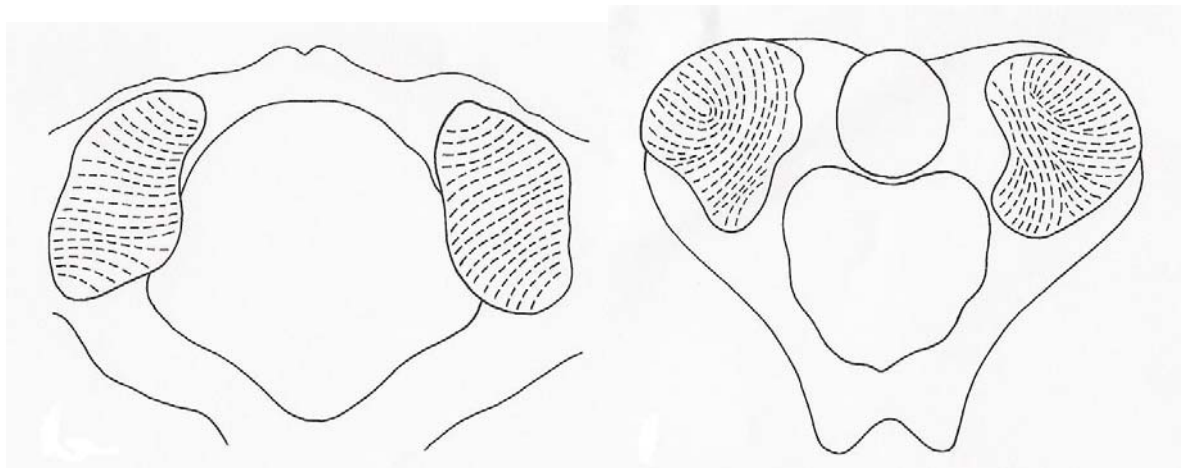


Abb. 11: Typischer Verlauf der Spaltlinien der unteren Gelenkflächen eines Atlas (links) und der oberen Gelenkflächen eines Axis (rechts); Koebke und Brade 1982

Die Spaltliniendarstellung der oberen Gelenkflächen des Axis lieferte einen attraktiven singulären Punkt im ventrolateralen Bereich. Die Spaltlinien ordnen sich zirkulär um diesen Punkt an. Den Verlauf der Spaltlinien der oberen Gelenkflächen des Axis interpretierten Koebke und Brade (1982) im Sinne einer erhöhten Gelenkbeanspruchung im dorsolateralen Anteil der Gelenkflächen des unteren lateralen Kopfgelenkes.

Koebke und Brade (1982) interpretierten diese bei allen drei Methoden gefundene Beanspruchungsverteilung nicht nur als Folge einer statischen Belastung in

Neutralposition des Kopfes, sondern auch als Folge der Belastungen bei rotierter Kopfposition, auf die in Abschnitt 1.2.3.3 genauer eingegangen wird.

Für das *Articulatio atlantoaxialis medianum* und das obere Kopfgelenk gibt es in der Literatur keine Angaben bezüglich der Beanspruchungsverteilung.

1.2.3 Kinematik der Kopfgelenke

Da im Bereich des Kopfes eine Vielzahl von Körperfunktionen lokalisiert ist, insbesondere der Seh-, Hör-, und Geruchsinn, sollen die Kopfgelenke neben der statischen Funktion vor allem die Beweglichkeit des Kopfes in allen drei Ebenen des Raumes ermöglichen. Sie agieren dabei als funktionelle Einheit, die in ihrer Gesamtheit einem Kugelgelenk entspricht (Putz 1981). Durch die Unterteilung in sechs Einzelgelenke wird jedoch eine erhöhte Präzision einzelner Bewegungen erreicht.

Im oberen Kopfgelenk findet vor allem eine Sagittalflexion statt. Bezüglich der Lateralneigung und auch der axialen Rotation finden sich in der Literatur unterschiedliche Aussagen, wobei vor allem die Lateralneigung von der Mehrzahl der Autoren nicht zu den physiologischen Bewegungen gerechnet wird. Im unteren Kopfgelenk dominiert die Rotationsbewegung; Lateralneigung und Sagittalflexion sind in weniger ausgeprägtem Umfang möglich.

Im Hinblick auf Mechanismus und Ausmaß der Bewegungen fertigte im Laufe der Zeit eine große Anzahl von Autoren unter Einsatz der jeweiligen technischen Neuerungen, angefangen von einfachen Röntgenaufnahmen bis zu Magnet-Resonanz-Tomografien, eine große Anzahl von Studien an. Daher treten in der Literatur besonders bezüglich des jeweiligen Bewegungsumfanges je nach Autor und Methode erhebliche Differenzen auf.

Da bedingt durch die komplizierte Form der Gelenkflächen und die Besonderheiten des Muskel- und Bandapparats kaum auf ein Gelenk beschränkte Bewegungen möglich sind (Putz 1981), soll im Folgenden die entsprechende Bewegungsrichtung jeweils für die Gesamtheit der Kopfgelenke abgehandelt werden.

1.2.3.1 Sagittalflexion

Bezüglich des Ausmaßes dieser Bewegung im oberen Kopfgelenk findet man in der Literatur große Variationen. Lewit und Krausova (1963) geben anhand anterior-posteriorer Aufnahmen bei Patienten 15,2 Grad, Kneese (1949/50) 21,7 Grad an. Panjabi et al. (1988) und Fielding (1957), die Untersuchungen an Leichen durchführten, beschreiben Werte von 3,5 Grad Flexion und 21 Grad Extension bzw. von sogar 35 Grad. Die Bewegung selbst wird von Fick (1911) als „drehendes Flächenschleifen“ bezeichnet.

Mercer und Bogduk (2001) gehen genauer darauf ein. Bei der Sagittalflexion drehen sich die Kondylen in die jeweilige Richtung. Die reine Drehbewegung wäre jedoch wegen der konkaven Form bzw. der anterioren und posterioren wallartigen Erhebungen der Gelenkpfannen stark eingeschränkt. Da aber durch Zugkräfte, die durch das Gewicht des Kopfes und die Muskel- und Kapselspannung entstehen, ein der Drehrichtung entgegengesetztes Schleifen stattfindet, wird die Bewegung erst ermöglicht. Diese Autoren bestätigen damit den Vorgang des „drehenden Flächenschleifens“, was auch in Abbildung 12 erörtert wird.

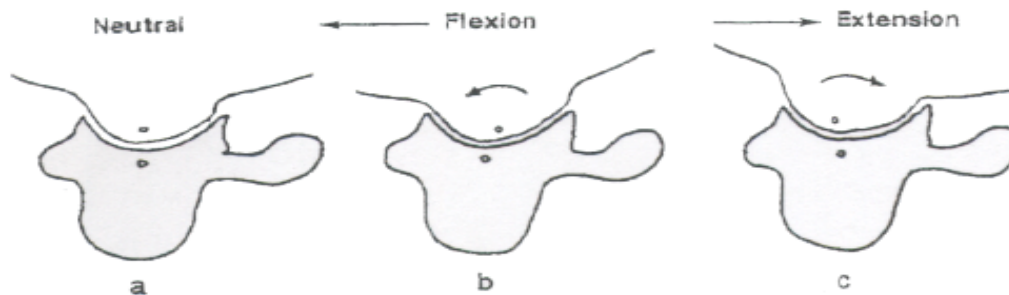


Abb. 12: Vorgang der Sagittalflexion im oberen Kopfgelenk; Mercer und Bogduk 2001

Bedingt durch die unterschiedliche Krümmung im anterioren und posterioren Bereich der Kondylen handelt es sich bei der Bewegungsachse um eine „geometrisch nicht präformierte“ Achse, die als eine Kompromissachse zwischen der anterioren und posterioren Achse zu verstehen ist. Diese ist daher nicht starr festgelegt, sondern verschiebt sich bei Flexion oder Extension etwas in die dementsprechende Richtung der Bewegung. Sie befindet sich im Bereich der Kondylenkörper, dicht hinter dem Schwerpunkt des Kopfes (Knese 1949/50).

Der Umfang der durchschnittlichen Sagittalflexion im unteren Kopfgelenk reicht je nach Autor und Messmethode von 16,15 Grad (Lewit und Krausova 1963) bis hin zu 22,4 Grad (Panjabi et al. 1988).

In der *Articulatio atlantoaxialis lateralis* kommt es im innersten Bereich zu einem Kippen, im lateralen Anteil entsteht ein Schleifen der unteren Gelenkfläche des Atlas auf der oberen Gelenkfläche des Axis (Putz und Pomaroli 1972).

Im medianen Atlantoaxialgelenk gleitet der vordere Atlasbogen auf dem Dens in Richtung der jeweiligen Sagittalflexion. Knese (1949/50) beschrieb diese Bewegung als „drehendes Flächenschleifen“, das erst durch die vertikal-elliptische Form des Dens ermöglicht wird.

Oda et al. (1991) konnten eine Verschiebung des Dens in der Horizontalebene nachweisen, sodass sich der Dens während des Bewegungsablaufes leicht von der *Fovea dentis* und damit vom vorderen Atlasbogen löst.

Durch degenerative Veränderungen bei der Mehrzahl der von älteren Patienten stammenden Präparate, die zu einer starken Reduktion der Knorpels oder sogar zum vollständigen Verschwinden dessen führten, und aus dem Verlauf der Schleifspuren folgerte Koebe (1979), dass im Alter der Umfang der Sagittalflexion im unteren Kopfgelenk deutlich eingeschränkt ist.

Bezüglich der Frage, ob nun Flexion oder Extension stattfindet, machten Lewit und Krausova (1963) eine auf den ersten Blick paradox anmutende Beobachtung: Bei Röntgenuntersuchungen, die in verschiedenen Positionen des Patienten durchgeführt wurden, vergrößerte sich, wie erwartet, beim Nicken, also der isolierten Flexion im Atlantooccipitalgelenk, der Abstand zwischen Hinterhauptsschuppe und *Arcus posterior* des Atlas. Bei einer Flexion der gesamten Halswirbelsäule verkleinerte sich dieser Abstand jedoch. Lewit konnte dieses Phänomen erstmals durch ein Kippen des Atlas befriedigend erklären.

Aufbauend auf den Ergebnissen von Lewit setzten sich Penning (1978) sowie Mercer und Bogduk (2001) mit dem generellen Verhalten des Atlas bei jeglicher Bewegung der restlichen Wirbelsäule auseinander. Je nach Richtung der auftretenden Belastungskraft findet im C1/C2-Segment eine Flexion oder eine Extension statt. Aufgrund der Konvexität der oberen Gelenkfläche des Axis bewirken kleine Verschiebungen der Richtung der Kraftresultierenden nach anterior, z. B. durch

Vorverlagerung des Kopfes, ein Kippen des Atlas und des Kopfes in dieselbe Richtung; Verschiebungen nach posterior haben dementsprechend ein Kippen nach hinten zur Folge. Da dieser Mechanismus unabhängig vom Verhalten der restlichen Wirbelsäule ist, muss die Sagittalflexion im unteren Kopfgelenk als eigenständiges Geschehen betrachtet werden.

1.2.3.2 Lateralneigung und gekoppelte Bewegungen

Eine ausschließliche Lateralflexion im oberen Kopfgelenk ist durch die Architektur der Kondylen ausgeschlossen. Da aber bei Neigung des Kopfes der ipsilaterale Kondylus in die Gelenkpfanne rutscht und gleichzeitig eine kontralaterale Rotation ausführt, ist dennoch eine geringgradige Bewegung möglich. Fick (1911) charakterisierte diese Bewegung deshalb als „Neigungskreiseln“. Darüber, ob diese Bewegung physiologisch ist, gibt es je nach Autor jedoch unterschiedliche Auffassungen.

Knese (1949/50), der seine Studie an Leichen durchführte, gibt ein maximales Bewegungsausmaß von vier Grad pro Seite an, wobei dieses, bedingt durch die Krümmungsverhältnisse der Kondylen, je nach Kopfposition variierte. Der größte Umfang der Seitneigung wurde in der Ventralflexion des Kopfes gemessen. Er bezeichnete diese Bewegung, deren Achse nicht in der Horizontalebene liegt, sondern von dorsal-kaudal nach ventral-kranial ansteigt, als „drehendes Flächenschleifen“. Panjabi et al. (1988) ermittelten bei CT-Aufnahmen an Leichen einen Bewegungsumfang von 5,5 Grad. Bogduk und Mercer (2000) betrachteten die Lateralflexion im Atlantooccipitalgelenk als unphysiologisch; sie kann aber durch von extern aufgewendete Belastungskräfte erreicht werden. Dafür mag auch sprechen, dass Fielding (1957) sowie Penning und Wilmink (1987) bei röntgenkinematografischen Untersuchungen bzw. bei CT-Aufnahmen keine Lateralflexion messen konnten.

Daher bleibt es also letztlich ungeklärt, inwieweit die Seitneigung im oberen Kopfgelenk zu den physiologischen Bewegungen beim Lebenden zu zählen ist.

Durch die funktionelle Einheit der beiden unteren Kopfgelenke sind der Lateralflexion im C1/C2-Segment enge Grenzen gesetzt; es werden abhängig vom Autor Werte von drei bis zehn Grad (Kneese 1949/50, Lewit und Krausova 1967 und Panjabi et al. 1988) angegeben. Dabei gleitet die untere Gelenkfläche des Atlas auf der oberen Gelenkfläche des Axis in die jeweilige Richtung. Da beide Gelenkflächen sowohl rechts als auch links nach lateral-kaudal geneigt sind, kommt es dabei zur Seitneigung. Aufgrund dieses Mechanismus führten Putz und Pomaroli (1972) den besser zutreffenden Ausdruck der „Verschiebung in der Horizontalebene“ ein. Sie lokalisierten ferner den Krümmungsmittelpunkt, durch den die Achse der Bewegung verläuft, zentral im Bereich des vierten Halswirbelkörpers.

Bei Röntgenaufnahmen an freiwilligen Probanden neigte sich jedoch nicht nur der Atlas, sondern es fand auch stets eine Rotation des Axis in Richtung der Lateralflexion statt (Lewit et al. 1964).

Penning (1978) entwickelte eine eigene Methode zur Darstellung der Bewegungsabläufe der zervikalen Wirbelsäule. Dazu überlagerte er Röntgenfilme und konstruierte daraus Bewegungsdiagramme. Er bestätigte die gekoppelte Rotation des Axis, wie sie Lewit et al. (1964) bereits beschrieben hatten. Er erklärte diese durch die Dehnung des kontralateralen Ligamentum alare und der, bedingt durch dessen „posterior exzentrischen“ Ansatz, daraus folgenden Rotation des Axis

zur ipsilateralen Seite. Hierzu aber gibt es in der Literatur unterschiedliche Angaben. Eine andere Erklärung der gekoppelten Rotation des Axis in die ipsilaterale Richtung stammt von Jirout (1985) sowie von Mercer und Bogduk (2001). Demnach kommt es durch ipsilaterale axiale Kompressionskräfte aufgrund der Gelenkmechanik des dritten Wirbelgelenkes zu einer Verschiebung der unteren Gelenkfläche des Axis nach posterior, also zu einer Rotation dessen. Diese Autoren beschrieben aber nicht nur eine ipsilaterale Rotation des Axis, sondern auch eine kontralaterale des Atlas. Die Rotation im C1/C2-Segment ist nötig, um eine Richtungsänderung des Kopfes zu verhindern. Deswegen kommt es insgesamt zu einer Seitneigung, aber zu keiner Rotation, da sich diese Bewegungen aufgrund ihrer Gegenläufigkeit aufheben.

1.2.3.3 Rotation und gekoppelte Bewegungen

Bedingt durch die geometrische Beschaffenheit, insbesondere durch die ellipsoide Form, der Gelenkflächen der *Articulatio atlantooccipitalis*, wird die Rotation im oberen Kopfgelenk von den meisten Autoren nicht zu den physiologischen Bewegungen gezählt (Fick 1911, Knese 1949/50). Dies wurde auch durch röntgenkinematografische Studien (Fielding 1957) bestätigt. Allerdings ist an Leichen eine geringgradige Rotation von einem Grad möglich (Penning und Wilmsink 1987). Auch dies wird wieder durch die Besonderheiten, insbesondere der vermehrten Kraftaufwendung, der Untersuchungen an formalinfixierten Präparaten erklärt.

Je nach Autor und Methode variiert das Ausmaß der maximalen Rotation in den unteren Kopfgelenken zwischen 36 und 49 Grad (Hohl 1964, Lewit und Krausova 1967, Dvorak et al. 1988, Ishii et al. 2004). Auch bei der Rotation müssen medianes und laterales unteres Kopfgelenk als Einheit betrachtet werden. Die Bewegungsachse entspricht in etwa der Längsachse des Dens (Knese 1949/50, Putz und Pomaroli 1972).

Im mittleren Gelenk findet eine als „drehendes Flächenschleifen“ (Knese 1949/50) charakterisierte Bewegung statt, während sich die *Massae laterales* jeweils in die entgegengesetzte Richtung verschieben, sodass die ipsilaterale nach dorsal-medial, die kontralaterale nach ventral-medial gleitet.

Aus Messungen der Dicke des Knorpels und der subchondralen Knochenplatte sowie aus spannungsoptischen Versuchen folgerte Koebe (1979, 1982), dass der kraftübertragende Bereich im lateralen unteren Kopfgelenk bei Rotation auf den dorsolateralen Anteil beschränkt ist.

Dies stimmt auch mit neueren Studien zur Gelenkmechanik überein. So fertigten Iai et al. (1993) Röntgenaufnahmen bei neutraler und maximal rotierter Position des Kopfes in antero-posteriorer Richtung an 20 gesunden Probanden an. Ishii et al. (2004) machten an 15 Probanden Magnet-Resonanzbilder. Daraus wurden mit einem speziellen Verfahren spezifische Punkte der Bewegung in ein Koordinatensystem übertragen. Beide Studien kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Demnach findet aufgrund der Gelenkmechanik der *Articulatio zygapophysiales* kaudalwärts des C2/C3-Segments eine gekoppelte Seitwärtsneigung in Richtung der Rotation statt. Um eine Schrägstellung des Kopfes zu vermeiden, kommt es im C1/C2-Segment zu einer kontralateralen Lateralflexion. Im Bereich C3 bis C7 fand bei Rotation der Halswirbelsäule eine Flexion statt, die allerdings durch eine Extension im kranialen Bereich der Halswirbelsäule ausgeglichen wird. Während also in der Summe der Bewegungen nur eine Rotation stattfindet, kommt es zu weiteren Bewegungen, die sich aber gegenseitig neutralisieren.

Durch die gekoppelte Extension im lateralen unteren Kopfgelenk kommt es bei Rotationsbewegungen zu einem Auseinanderweichen der Gelenkflächen im anterioren Teil (vgl. Abb. 13). Koebke und Brade (1982) erklärten die erhöhte laterale und dorsale Beanspruchung der *Articulatio atlantoaxialis lateralis*, die sie aus dem Spaltlinienverlauf sowie der Dicke des Knorpels und der subchondralen Knochenplatte folgerten, durch die auf den lateralen und dorsalen Anteil beschränkten Kontaktflächen während der Rotationsbewegung bzw. der Kopfhaltung bei nach links oder rechts rotiertem Kopf.

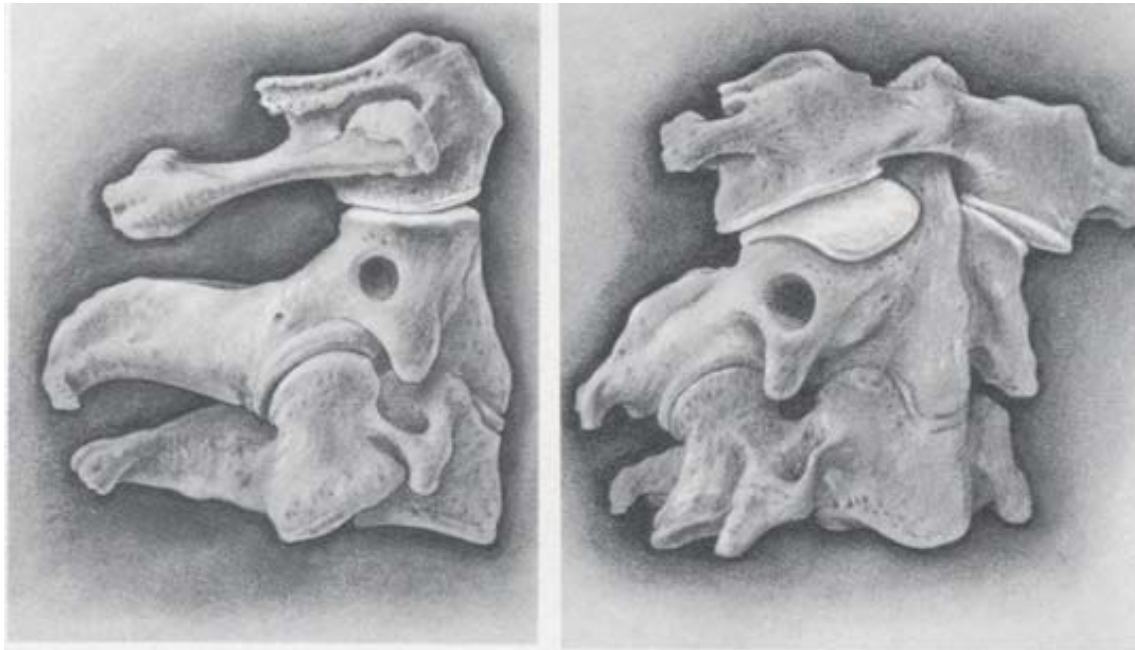


Abb. 13: Rotation zwischen Atlas und Axis; Koebke und Brade 1982

Bezüglich eines Tiefsinkens des Kopfes bei der Rotationsbewegung findet man in der Literatur unterschiedliche Aussagen. Während einige Autoren, unter anderem Koebke und Brade (1982), aufgrund der konvexen Oberfläche sowohl der Gelenkflächen des Atlas als auch der des Axis von einem Absinken bei maximaler Rotation im unteren Kopfgelenk ausgehen, konnte dies von Putz und Pomaroli (1972) nicht bestätigt werden.

Ferner beobachtete Penning (1978) im *Articulatio atlantoaxialis medialis* eine Verschiebung des Dens axis in die kontralaterale Richtung, die er durch Verlauf und Ansatz der *Ligamenta alaria* begründete. Daraus schloss er auf eine Kraftübertragung vorwiegend im lateralen Bereich der *Fovea dentis*.

1.3 Funktioneller Bau des Knochens und Gelenkbeanspruchung

1.3.1 Struktur und Anpassung des Knochens

Wolff (1892) und Roux (1895) stellten am Ende des 19. Jahrhunderts die These auf, dass der Knochen kein starrer Stützapparat ist, sondern ein an die Funktion angepasstes dynamisches System. Wolff schrieb in seinem Buch „Das Gesetz der Transformation der Knochen“ (1892): „Es ist demnach unter dem Gesetz der Transformation der Knochen dasjenige Gesetz zu verstehen, nach welchem im Gefolge primärer Abänderungen der Form und Inanspruchnahme, oder auch bloß der Inanspruchnahme der Knochen, bestimmte, nach mathematischen Regeln eintretende Umwandlungen der inneren Architektur und ebenso bestimmte, denselben mathematischen Regeln folgende sekundäre Umwandlungen der äußeren Form der betreffenden Knochen sich vollziehen.“

Diese Autoren bezogen sich in erster Linie auf die Spongiosa. Benninghoff (1927) entwickelte auch für die Kompakta eine funktionelle Betrachtungsweise. Er führte Untersuchungen mit Spaltlinien durch, die durch Spaltung der entkalkten Kompakta entstehen und durch deren Verlauf Rückschlüsse auf die mechanischen Beanspruchungen gezogen werden können. Demnach bilden Kompakta und Spongiosa eine Einheit, beeinflussen sich gegenseitig und unterliegen einem ständigen Umbauprozess.

Die erste umfassende Theorie zur Anpassung des Stützapparates stammte von Pauwels (1955, 1960, 1965, 1973). Dieser konnte sowohl die Entstehung der verschiedenen Arten des Binde- und Stützgewebes, also von Knorpel, Knochen und kollagenen Fibrillen, als auch die trajektorelle Struktur des Knochens aufklären. Die Grundlage der Theorie der Entstehung der verschiedenen Gewebe, die auch als „kausale Histogenese“ bezeichnet wird, ist eine Änderung des Zellstoffwechsels des Mesenchymes durch mechanische Einflüsse. Je nach Art dieser kommt es zur Ausprägung der verschiedenen Strukturen.

Der gebildete Knochen wird lebenslang der mechanischen Funktion optimal angepasst. So konnte Pauwels zeigen, dass sich die Spongiosabälkchen so ausrichten, dass sie nur durch Druck- und Zugspannungen, nicht aber durch die ungünstigen Biegespannungen beansprucht werden; sie sind also trajektorell angeordnet. Dies konnte Pauwels experimentell mit spannungsoptischen Versuchen beispielhaft am coxalen Femurende nachweisen (vgl. Abb. 14 bis 16).

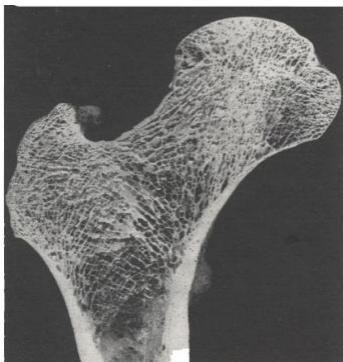


Abb. 14: Röntgenbild des coxalen Femurendes; Pauwels 1955

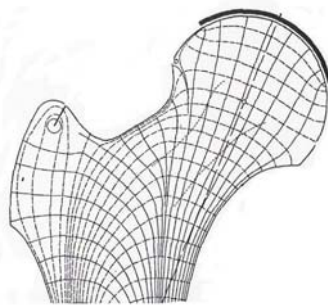


Abb. 15: Spannungslinienverlauf des coxalen Femurendes; Pauwels 1955



Abb. 16: Spannungsoptischer Versuch; Pauwels 1955

Aber auch die Menge des Knochenmaterials ist abhängig von der mechanischen Beanspruchung. So gibt es laut Pauwels einen Sollspannungsbereich. Wird dieser nach unten überschritten, der Knochen also vermindert beansprucht, so kommt es zum Knochenabbau; wird er nach oben überschritten, der Knochen also vermehrt beansprucht, wird Material angebaut.

Kummer (1962, 1978) konnte nachweisen, dass Knochen trotz verschiedener mechanischer Beanspruchungsarten, diese können zentrisch (Druck- und Zugbeanspruchungen) oder exzentrisch (Torsions-, Scher- und Biegebeanspruchungen) sein, stets durch drei Spannungsarten, und zwar Druck-, Zug- und Biegespannung, beansprucht wird. Aufbauend auf den Erkenntnissen von Pauwels verglich er den Knochen mit einem technischen Regler, der stets einen Sollwert der Spannung einhält. Dieser funktioniert aber nur so lange, wie die mechanische Beanspruchung in bestimmten Grenzen bleibt. Wird diese nach oben überschritten, kommt es zur Atrophie.

Der Knochen ist demnach ein Körper gleicher Festigkeit, der an jedem Ort optimal an seine Beanspruchung angepasst ist. Er stellt eine höchst effiziente Struktur dar, die in idealer Leichtbauweise mit minimalem Aufwand das Maximum an Ergebnis, also an mechanischer Stabilität, erreicht.

Carter (1984, 1987) wies nach, dass ein Zusammenhang zwischen Mineralisierungsgrad des Knochens und der langfristigen Beanspruchungsstruktur, für die im Englischen die treffendere Bezeichnung „loading history“ verwendet wird, besteht. Demnach wird durch diese die Genexpression den jeweiligen Bedürfnissen angepasst. Hierzu wurde mit einem mathematischen Modell bei verschiedenen Beanspruchungen die entsprechende Mineralisierungsdichte berechnet. Die daraus resultierenden Ergebnisse stimmten mit der tatsächlichen Dichte relativ gut überein. Aus Tierversuchen folgerte er, dass Hypertrophie und Atrophie des Knochens durch zwei verschiedene Mechanismen gesteuert werden. Durch vermehrte Beanspruchungen entstehen Mikroschäden im Knochen, die den Reiz für den Anbau von Knochenmaterial darstellen. Da die mechanische Belastung bereits in der Embryonalzeit die Differenzierung des Gewebes und später die Anpassung reguliert, sieht Carter obige Gesetzmäßigkeiten als Teil der Evolution. Das Leben auf der Erde ist demnach optimal an mechanische Belastungen angepasst.

1.3.2 Struktur und Anpassung der subchondralen Knochenplatte

Da der Begriff „subchondrale Knochenplatte“ je nach Autor verschieden definiert wird, soll im Folgenden die von Müller-Gerbl (1991, 1998) verwendete Definition gelten. Demnach ist die subchondrale Knochenplatte die „erste, direkt unter der kalzifizierten Zone des Gelenkknorpels liegende, knöcherne Lamelle“ (vgl. Abb. 17).

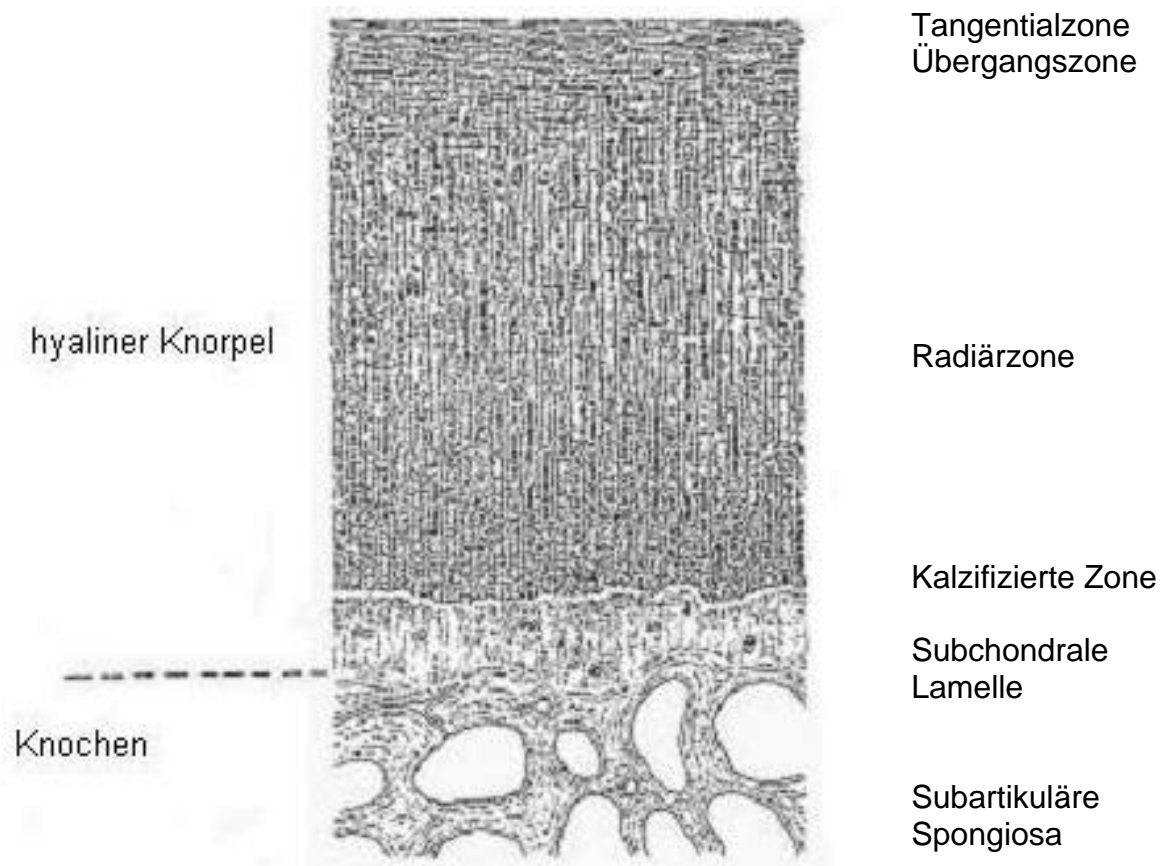


Abb. 17: Die subchondrale Knochenplatte; Müller-Gerbl 1991

Die subchondrale Knochenplatte selbst rückte erst in den letzten 35 Jahren ins Blickfeld der Wissenschaft, wobei diese zu Beginn vor allem in der Arthroseforschung eine Rolle spielte.

Radin und Paul (1970) wiesen dem subchondralen Knochen bei der Aufnahme der mechanischen Gelenkkkräfte eine wesentliche Funktion zu. Sie untersuchten im Tierexperiment die belastungsabschwächenden Eigenschaften der am Gelenkaufbau beteiligten Strukturen. Überraschenderweise konnten Knorpel und Synovia die auftretenden Kräfte kaum abschwächen, der subchondrale Knochen hingegen relativ gut. Bedingt durch seine Steifheit wirkt dieser als Stoßdämpfer für mechanische Belastungen (Radin und Paul 1970, Inoue 1981).

Bei Osteoarthrose findet zunächst eine Versteifung der subchondralen Knochenplatte statt (Radin und Paul 1986). Erst als Folgeerscheinung sollen Veränderungen bzw. Auffaserungen des Knorpels entstehen, da dieser durch die erhöhte Steifheit des subchondralen Knochens und seine starre Verbindung mit diesem vermehrt Scherkräften ausgesetzt ist. Dem subchondralen Knochen kommt somit eine Schlüsselposition bei der Entstehung der Osteoarthrose zu.

Pauwels konnte 1963 für das Ellbogengelenk und 1973 für das Hüftgelenk zeigen, dass sich die Spannungsverteilung innerhalb eines Gelenkes langfristig in der Verteilung der subchondralen Mineralisierung widerspiegelt (vgl. Abb. 18).

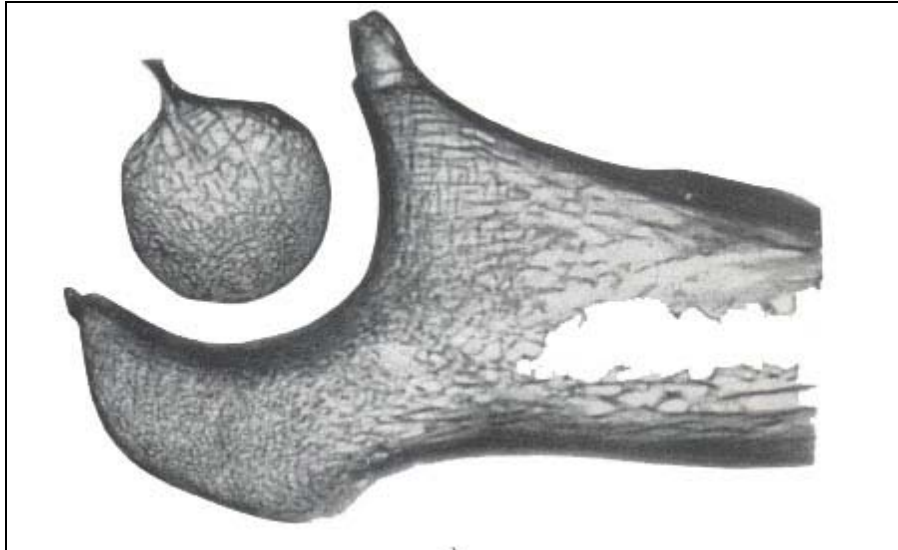


Abb. 18: Darstellung der subchondralen Mineralisierung des Humeroulnargelenkes;
Pauwels 1963

Aus den Arbeiten von Pauwels (1955, 1963, 1973) und Kummer (1962, 1978, 1985) lässt sich also schließen, dass das Verteilungsmuster der Mineralisierung des subchondralen Knochens ein morphologisches Äquivalent der langfristigen mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes darstellt.

Die Beanspruchung eines Gelenkes wird von der Widerstand leistenden Fläche, dem Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden und der Dauer und Größe deren Einwirkung bestimmt (Pauwels 1955, 1973). Demnach ist die Mineralisierungsdichte sowohl von der jeweiligen Kontaktfläche als auch von Betrag und Richtung der Kraftresultierenden sowie von deren Dauer abhängig. Kommt es durch Veränderung einer dieser Komponenten zu einer langfristigen Zu- oder Abnahme der Beanspruchung, so kommt es zu einer Zu- bzw. Abnahme der Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte (Pauwels 1955, 1963, 1973, Kummer 1962).

Auch neuere Arbeiten, die mit der CT-OAM durchgeführt wurden, bestätigen diese Zusammenhänge. So untersuchten Müller-Gerbl et al. (1993) das Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung der Cavitas glenoidalis an verschiedenen Kollektiven. Dabei wiesen u. a. Turner eine signifikant erhöhte Gesamtmineralisierung der subchondralen Knochenplatte auf. Bei Patienten mit habitueller Schulterluxation waren die Maxima der subchondralen Mineralisierung in die Randbereiche der Gelenkfläche verlagert, was auf den exzentrischen Einfall der Kraftresultierenden und die dadurch verursachte erhöhte randständige Beanspruchung zurückgeführt wurde. Infolge der Inkongruenz der Gelenkflächen wurden bei jüngeren gesunden Patienten zwei Dichtemaxima und somit eine erhöhte ventrale und dorsale Beanspruchung gefunden. Für das Ellbogengelenk wurden von Eckstein et al. (1995) ebenfalls obige Zusammenhänge zwischen der subchondralen Mineralisierung und der mechanischen Beanspruchung bzw. deren Komponenten nachgewiesen.

Da ebenso wie bei der subchondralen Mineralisierung auch bezüglich der Knorpeldicke eine Anpassung an mechanische Beanspruchungen nachgewiesen werden konnte (Kurrat 1977, Kurrat und Oberländer 1978), untersuchten Eckstein (1992, 1994) und Milz et al. (1995) die Korrelation zwischen subchondraler Mineralisierungsverteilung und der Knorpeldicke an menschlichen Patellae. Die

Lokalisation der Maxima der Knorpeldicke und der subchondralen Mineralisierung stimmte bei einem Drittel der untersuchten Präparate überein. Bei den restlichen Exemplaren traten teils erhebliche Unterschiede der Verteilungsmuster auf (Eckstein et al. 1992). Auch die Verteilung der jeweiligen Dicken des subchondralen Knochens und der Knorpeldicke wiesen teilweise erhebliche Differenzen auf (Milz et al. 1995). Dies wird von beiden Autoren auf die unterschiedliche Empfindlichkeit der beiden Gewebe auf verschiedene mechanische Beanspruchungen zurückgeführt. Demnach fungiert der Knorpel eher zur Reduktion kurzfristiger Beanspruchungsspitzen, während die subchondrale Knochenplatte eher langfristigen mechanischen Beanspruchungen angepasst ist.

1.4 Entwicklungsgeschichte und Grundlagen der subchondralen Mineralisierungsdarstellung

Wie bereits besprochen, stellte Pauwels (1955) die Behauptung auf, dass der Knochen ein Körper gleicher Festigkeit ist. Demnach ist die Materialmenge an jedem Ort proportional zur langfristigen Beanspruchung. Um dies zu beweisen, verglich Pauwels die Ergebnisse spannungsoptischer Versuche mit dem jeweiligen Schwärzungsgrad von Röntgenaufnahmen. Bei Ersteren wurde linear polarisiertes Licht durch ein Kunststoffharzmodell eines Knochens, Pauwels verwendete 1955 den Femur, geschickt. Dabei wird das Licht durch Doppelbrechung so beeinflusst, dass Linien gleicher Normalspannungsdifferenz, sogenannte „Isochromaten“, entstehen. Damit kann die relative Größe der Spannung im Vergleich zu den im Objekt auftretenden Spannungen angegeben werden. Dies verglich Pauwels nun mit dem Schwärzungsgrad von Röntgenfilmen an den jeweiligen Stellen.

Da aber der Schwärzungsgrad nur optisch, also nur qualitativ, betrachtet wurde, war die Aussagekraft dieses Vergleichs limitiert. Daher wurde von Wissenschaftlern nach einer Methode gesucht, die Materialverteilung quantitativ messen zu können. Knief (1967) entwickelte die Densitometrie. Die Röntgenstrahlung wird beim Durchgang durch die Materie durch mehrere physikalische Prozesse geschwächt. Das Ausmaß der jeweiligen Schwächung hängt dabei im wesentlichen Maße von der Dichte und damit von der Menge des durchleuchteten Materials ab, sodass die Schwärzung eines Röntgenfilms unter der Voraussetzung konstanter Knochendichte als Maß für die Materialverteilung gelten kann. Somit konnte eine Aussage über die Materialmenge des durchleuchteten Objektes gemacht werden.

Eine andere Methode zur Bestimmung der Materialverteilung stammt von Konnermann (1971, 1975). Die Grundlage seines Verfahrens ist die Erzeugung von Äquidensitäten, die als Linien Orte gleicher Dichte verbinden, weshalb Konnermann dieses Verfahren als „Äquidensitometrie“ bezeichnete. Zur Ermittlung dieser fotografierte er die erstellten Röntgenaufnahmen und einen standardisierten Vergleichskörper mit Spezialfilmen, mit denen durch Variation der Belichtungszeit verschiedene Grade der Schwärzung isoliert dargestellt werden können. Anschließend kombinierte er diese Filme und erzielte dadurch eine flächenhafte Darstellung der Materialverteilung, die aufgrund des Vergleichskörpers quantifiziert werden konnte.

Dieses Verfahren wurde von Schleicher (1980) weiterentwickelt. Da die Menge der Silberkörner in einem definierten Bereich eines Röntgenfilms von der Menge der auftreffenden Röntgenstrahlung abhängig ist, ist die Anzahl der Körner ein Maß für die Menge des vorhandenen Materials. Durch Unterteilung des Films in gleich große Flächeneinheiten und durch Bestimmung des Anteils der nicht von Silberkörnern bedeckten Einheiten, kann jeder Flächeneinheit die Dicke eines standardisierten Vergleichskörpers zugeordnet werden.

Die Einsatzmöglichkeiten obiger Verfahren sind jedoch limitiert, da sie alle auf die Erstellung von überlagerungsfreien Röntgenaufnahmen angewiesen sind. Für diese sind allerdings isolierte Schnitte notwendig. Um die Mineralisierungsdichte am Lebenden sowohl für wissenschaftliche als auch für klinische Zwecke darstellen zu können, entwickelte Müller-Gerbl (1989, 1990, 1991, 1993, 1998) die CT-Osteoabsorptiometrie. Anfangs wurde diese an einem Computer zur Planung der Strahlentherapie, mit dem die Verteilung der Hounsfieldwerte bestimmt wurde, entwickelt. Nach Isolierung und Vergrößerung des gewünschten Untersuchungsbereiches wurden durch ein Softwareprogramm Linien gleicher

Dichte, sogenannte „Isodentien“, erzeugt. Das Dichteintervall, dem eine Linie zugeordnet wurde, konnte durch geeignete Auswahl der oberen und unteren Grenzwerte in Hounsfield-Einheiten festgelegt werden. Um die subchondrale Dichte auch in der Tiefe darstellen zu können, wurden Werte bis 1,5 mm Tiefe gemessen und auf eine Oberflächenkarte übertragen.

Da auf diese Weise Untersuchungen auch am Lebenden durchgeführt werden können, konnte die Dichteverteilung des subchondralen Knochens nicht nur für unterschiedliche Gelenke, sondern auch für unterschiedliche Zielgruppen, so zum Beispiel Sportler und „Normalpersonen“, dargestellt werden. Durch diese Entwicklung konnte somit die individuelle langfristige Gelenkbeanspruchung beurteilt werden.

Das heute angewandte Verfahren ist eine nochmalige Weiterentwicklung, da nach Erstellung der CT-Aufnahmen die gesamten Arbeitsschritte mit ein und demselben Computerprogramm am PC durchgeführt werden können. Die genaueren Einzelheiten werden in Abschnitt 3.2 erläutert.

1.5 Fragestellung

Die Kopfgelenke sind häufig von degenerativen Erkrankungen betroffen (Prescher 1988). Arthrose entsteht nach aktueller Lehrmeinung durch ein Missverhältnis zwischen der Leistungsfähigkeit eines Gelenkes einerseits und der mechanischen Beanspruchung andererseits. Um die Ursachen und den Verlauf degenerativer Erkrankungen speziell des oberen Kopfgelenkes exakt verstehen zu können, ist die genaue Kenntnis der Biomechanik, insbesondere der physiologischen Beanspruchungsverteilung innerhalb der Gelenkflächen, notwendige Voraussetzung. Ferner treten im atlantooccipitalen Bereich Instabilitäten auf, die chirurgisch therapiert werden müssen. Auch hierfür ist die genaue Kenntnis über die physiologische Beanspruchungsverteilung und über die Lage der kraftübertragenden Anteile der Gelenkflächen von großem Nutzen.

Daher soll im Rahmen dieser Arbeit eine Funktionsanalyse des oberen Kopfgelenkes durchgeführt werden. Hierzu gibt es verschiedene Methoden. Die älteste ist die Untersuchung des Leichenpräparats, bei der jedoch stets eine äußere Manipulation, die zu Ungenauigkeiten führt, notwendig ist. Auch die eingeschränkte Anwendbarkeit stellt einen weiteren Nachteil dar, da keine Untersuchungen an lebenden Patienten durchgeführt werden können. Eine weitere, neuere Methode ist die Anwendung von Computermodellen. Für diese ist eine Reihe von Annahmen notwendig, und die gesammelten Erfahrungen mit dieser Methode erstrecken sich lediglich auf einen kurzen Zeitraum, sodass auch die alleinige Verwendung von Computermodellen deutliche Nachteile aufweist.

Daher soll im Rahmen dieser Arbeit eine morphologische Herangehensweise gewählt werden, bei der die Verteilung der subchondralen Mineralisierung als Korrelat für die langfristige mechanische Beanspruchung des oberen Kopfgelenkes mithilfe der CT-OAM (Müller-Gerbl 1998, 1990, 1991, 1998) ermittelt wird.

Durch die Anwendung der CT-OAM soll insbesondere untersucht werden, ob einheitliche Grundmuster der subchondralen Mineralisierung der Condyli occipitales und der Facies articulares superiores atlantis existieren. Falls einheitliche Muster auftreten, ergibt sich die Frage, welche Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung als Korrelat der langfristigen mechanischen Beanspruchung vorhanden sind und welche Rückschlüsse auf die Gelenkmechanik sich aus diesen Verteilungsmustern folgern lassen.

Dabei ergeben sich folgende Teilaspekte:

- Existieren regelmäßige Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung für die Condyli occipitales und für die oberen Gelenkflächen des Atlas?
- Gibt es im Seitenvergleich zwischen linker und rechter Gelenkfläche der Condyli occipitales und den oberen Gelenkflächen des Atlas unterschiedliche Häufigkeiten der einzelnen Muster und damit unterschiedliche Verteilungen der mechanischen Beanspruchungen? Treten im Seitenvergleich unterschiedliche Gesamtmineralisierungen und damit unterschiedliche Beanspruchungen zwischen rechten und linken Gelenkflächen auf?

- Welche geometrischen Grundformen der Condyli occipitales und der oberen Gelenkflächen des Atlas treten auf, und gibt es einen Zusammenhang zwischen der Geometrie der Gelenkflächen und der Beanspruchungsverteilung der einzelnen Gelenkflächen?
- Existieren für die Condyli occipitales und die oberen Gelenkflächen des Atlas ähnliche Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung und welche Folgerungen für die Biomechanik des oberen Kopfgelenkes lassen sich daraus ziehen?

2 Material

Insgesamt wurden die Gelenkflächen von 38 ersten Halswirbeln und 25 Ossa occipitales im Rahmen dieser Arbeit untersucht. Diese stammten aus zwei Hauptgruppen:

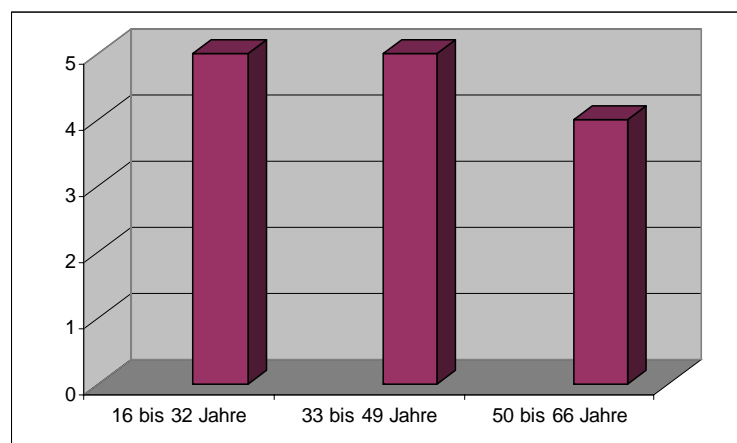
1. Mazerierte Präparate

a) 24 mazerierte Atlantes der anatomischen Sammlung der Ludwig-Maximilians-Universität München. Diesen konnte mit Ausnahme eines Atlas, der einer 36 Jahre alten Frau zugeordnet werden konnte, weder Alter noch Geschlecht zugeordnet werden.

b) 13 mazerierte Ossa occipitales der anatomischen Sammlung der Ludwig-Maximilians-Universität München. Diesen konnten ebenfalls weder Alter noch Geschlecht zugeordnet werden.

2. Patientendaten

14 Patienten der radiologischen Abteilung des Klinikums Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München (Gruppe Patienten = GP). Die Patientendaten stammten aus kompletten CT-Aufnahmen der Halswirbelsäule, die zur anderweitigen Diagnostik angefertigt wurden. Patienten mit erheblichen degenerativen Veränderungen oder sonstigen Erkrankungen der Halswirbelsäule wurden von vornherein ebenso ausgeschlossen wie Patienten mit Reflektionen durch metallischen Zahnersatz. Neun Patienten waren männlich, fünf weiblich. Der Altersdurchschnitt lag insgesamt bei 40,0 Jahren, innerhalb der weiblichen Personengruppe bei 34,6 Jahren, innerhalb der männlichen Personengruppe bei 43,0 Jahren. Die Altersverteilung stellte sich wie folgt dar:



Tab. 4: Altersverteilung der Patienten

Da bei einigen Patienten die Trennung zwischen den Gelenkflächen des Os occipitale und den oberen Gelenkflächen des Atlas unbefriedigend war, konnte die geometrische Begrenzung der Condyli occipitales in zwei Fällen nicht exakt festgelegt werden. Diese Kondylen gingen nicht in die Statistik ein, woraus sich die unterschiedlichen Fallzahlen erklären lassen.

Insgesamt wurden also

- 50 Condyli occipitales und
- 76 obere Gelenkflächen des Atlas untersucht.

3 Methode

3.1 Anfertigung der CT-Datensätze

Alle CT-Aufnahmen wurden mit einem Somatom Plus Computertomografen (Siemens, Erlangen) in der radiologischen Abteilung des Klinikums Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München erstellt.

Die mazerierten Atlanten wurden auf Holzstangen mit Wachs befestigt, sodass die Gelenkflächen keinen Kontakt mit der Unterlage hatten. Die Holzstangen mit den Wirbeln wurden so positioniert, dass sich die Unterseite der Wirbel parallel zur Tischebene befand. Die Wirbel waren also im Vergleich zu einer normal liegenden Position des Patienten um 90 Grad gedreht. Anschließend wurden diese mithilfe des Laserstrahls des Computertomografen ausgerichtet. Die Aufnahmen selbst wurden in transversaler Ebene angefertigt. Bedingt durch die oben beschriebene Positionierung der Wirbel wurden diese aber in koronarer Richtung dargestellt. Die weiteren technischen Daten wurden in Tabelle 5 aufgeführt.

Die mazerierten Ossa occipitales wurden so auf dem Tisch positioniert, dass die Schädelbasis parallel zur Tischebene ausgerichtet war. Damit waren auch diese im Vergleich zur normalen Patientenposition um 90 Grad gedreht, sodass diese wie die Atlanten in koronarer Richtung dargestellt wurden. Auch für die Ossa occipitales werden die weiteren technischen Daten in Tabelle 5 angegeben.

Scan	Schichtdicke	2 mm
	Inkollimation	1 mm
	Vorschub	5 mm
Rekonstruktion	Fenster	B 20s weich
	Schichtdicke	1,25 mm
	Inkrement	0,70 mm

Tab. 5: Technische Daten der CT-Aufnahmen mit Weichteilfenster

Die CT-Aufnahmen der Patienten entstammten aus CT-Darstellungen der gesamten Halswirbelsäule aus dem Archiv der radiologischen Abteilung des Klinikums Innenstadt. Diese wurden in transversaler Schnittebene angefertigt. Die Rekonstruktion wurde mit zwei unterschiedlichen Fenstern vorgenommen. Bei den Patienten eins bis vier wurde ein Knochenfenster verwendet (vgl. Tabelle 6). Bei den Patienten fünf bis vierzehn wurde ein Weichteilfenster verwendet, sodass die technischen Daten mit denen der CT-Aufnahmen der mazerierten Präparate übereinstimmten (vgl. Tabelle 5).

Scan	Schichtdicke	2 mm
	Inkollimation	1 mm
	Vorschub	5 mm
Rekonstruktion	Fenster	60s hart
	Schichtdicke	1,25 mm
	Inkrement	0,70 mm

Tabelle 6: Technische Daten der CT-Aufnahmen mit hartem Kern

3.2 Erstellung der Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierungsdichte (Densitogramme) durch die CT-OAM

Im Rahmen der Arbeitsgruppe wurden, wie bereits erwähnt, alle Gelenkflächen der Kopfgelenke mithilfe der CT-OAM bearbeitet, weshalb sich die folgende Beschreibung auch auf die weiteren Gelenkflächen des Atlas bezieht.

Alle im Folgenden beschriebenen Schritte wurden mit der Software „Analyze 9.0“ (Mayo-Foundation), die auf einer IBM-Workstation installiert war, durchgeführt. Damit die Daten mit diesem Programm bearbeitet werden konnten, mussten sie mit dem Programm „Osiris“ entpackt werden. Anschließend wurde das vorliegende Dicom-Format (.dcm) in das von der Software „Analyze“ verwendete Format „.hdr“ mithilfe der Software „MRlcro“ (Version 1.37) umgewandelt. Im Einzelnen erfolgte die Erstellung der Densitogramme auf folgende Weise:

- a) Da bei der Patientengruppe die gesamte Halswirbelsäule dargestellt war, musste zunächst die obere Halswirbelsäule von der übrigen getrennt dargestellt werden.
- b) Um die Datenmenge zu reduzieren, wurden mithilfe der „Interactive Region“-Funktion die Wirbel bzw. die Kondylen und ihre nähere Umgebung manuell isoliert und als eigene Datensätze gespeichert (vgl. Abb. 19).

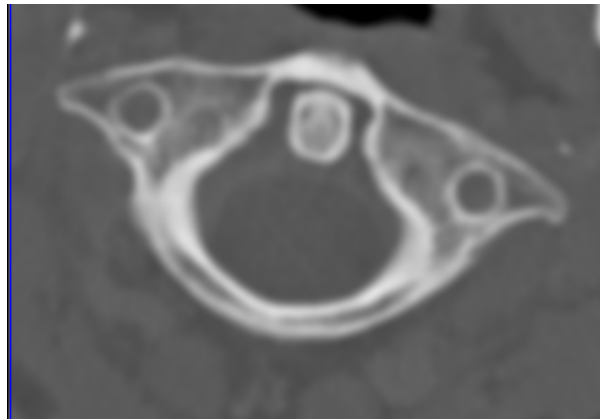


Abb. 19: Schnittbild eines eingegrenzten Datensatzes eines ersten Halswirbels

- c) Damit die Gelenkflächen später editiert werden konnten, mussten die Schnitte senkrecht zur Oberfläche vorliegen. Da die oberen und unteren Gelenkflächen des Atlas senkrecht zur Fovea dentis standen, war es sowohl für die Patientengruppe als auch für die mazerierten Präparate notwendig, jeweils sogenannte „Sekundärschnitte“, die mit der „Oblique“-Funktion erstellt werden konnten, anzufertigen. Für das Os occipitale und die kranialen und kaudalen Gelenkflächen des Atlas eigneten sich koronare Schnitte, für die Fovea dentis transversale Schnitte. Diese wurden als „Datensatz-coronar-a“ bzw. als „Datensatz-transversal-a“ gespeichert (vgl. Abb. 20).

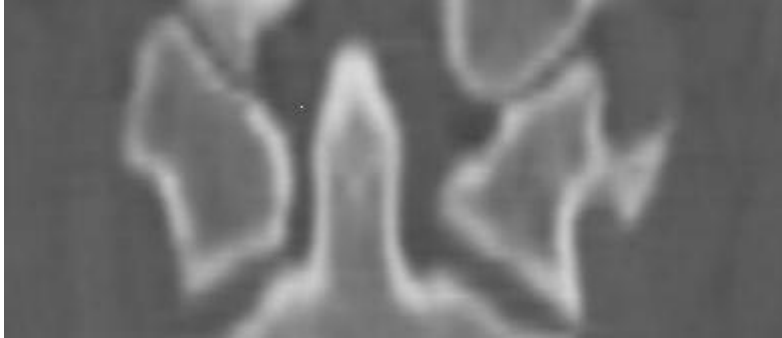


Abb. 20: Schnittbild eines koronar umgerechneten Datensatzes

d) Mithilfe dieser „a-Datensätze“ und der „Image Edit“-Funktion konnten nun der Atlas bzw. das Os occipitale exakt von den angrenzenden Hartgewebestrukturen, insbesondere den angrenzenden Gelenkflächen, getrennt werden. Die so erstellten Datensätze wurden als „Datensatz-coronar-b“ bzw. als „Datensatz-transversal-b“ gespeichert.

e) Aus diesen wurde mit dem „Voxel-Gradient-Shading“-Algorithmus ein dreidimensionales Bild rekonstruiert. Überschüssiges Weichgewebe konnte durch die Auswahl eines geeigneten Schwellenwertes in Hounsfield-Einheiten entfernt werden. Diese Gesamtansichten konnten jeweils so gedreht werden, dass die Gelenkfläche optimal beurteilt werden konnte. Daraus ergaben sich für den Atlas drei verschiedene „Datensatz-ges“-Bilder (vgl. Abb. 21).



Abb. 21: Darstellung eines dreidimensional rekonstruierten Atlas, der so gedreht ist, dass die kaudalen Gelenkflächen optimal dargestellt sind

f) Im nächsten Schritt wurden aus den „a-Datensätzen“ mithilfe der „Image Edit“-Funktion separate Datensätze angelegt, die lediglich die subchondrale Knochenschicht der jeweiligen Gelenkflächen enthielten, die sogenannten „c-Datensätze“. Um störende Einflüsse zu vermeiden, wurde die im CT-Bild dargestellte Kortikalis manuell entfernt (vgl. Abb. 22).

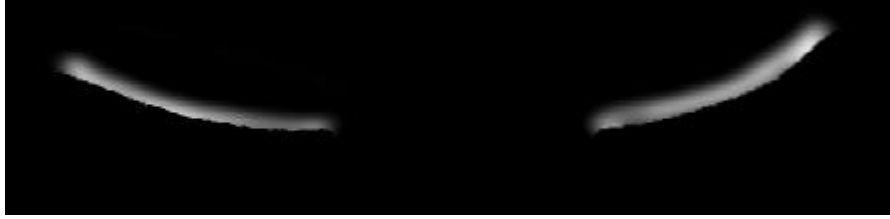


Abb. 22: Schnittbild der isolierten kaudalen Gelenkflächen eines Atlas

g) Diese Datensätze wurden erneut dreidimensional im identischen Betrachtungswinkel rekonstruiert. Durch die „Maximum Intensity Protection“ wurde jeweils der größte Hounsfieldwert senkrecht an die Oberfläche projiziert. Um die Verteilung der Werte für den Betrachter sichtbar zu machen, wurden diese Grauwerte mit Falschfarben belegt. Die Darstellung erfolgte mit zwei verschiedenen Keilen. Zum einen wurde ein Zweifarbengeil verwendet, mit dem nur die Bereiche höchster Mineralisierung dargestellt wurden. Zum anderen wurde ein mehrfarbiger Keil verwendet. Eine Farbe konnte dabei einem Intervall von 100 Hounsfieldeinheiten zugeordnet werden (vgl. Abb. 23).

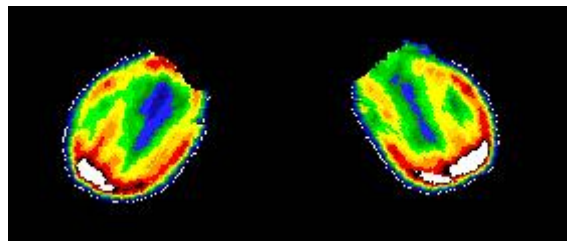


Abb. 23: Falschfarbendarstellung der isolierten kaudalen Gelenkflächen eines Atlas

h) Diese Bilder wurden abschließend auf das Gesamtbild (vgl. Punkt e)) projiziert, sodass ein dreidimensionales Bild mit farblicher Darstellung der subchondralen Mineralisierungsdichte (Densitogramm) entstand. Dabei wurde jeweils für die Condyli occipitales, die oberen Gelenkflächen des Atlas, die Fovea dentis und die unteren Gelenkflächen des Atlas ein eigenes Densitogramm angefertigt (vgl. Abb. 24 bis 27).

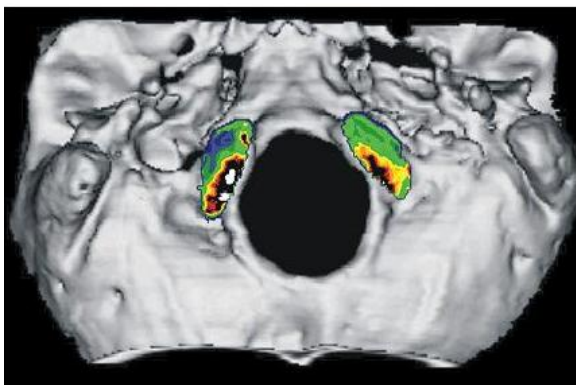


Abb. 24: Densitogramm der Condyli occipitales

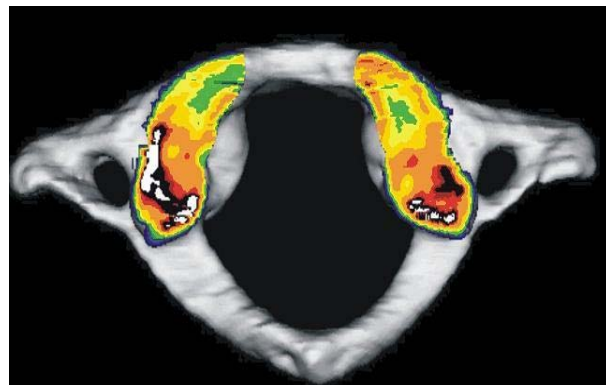


Abb. 25: Densitogramm der oberen Gelenkflächen des Atlas

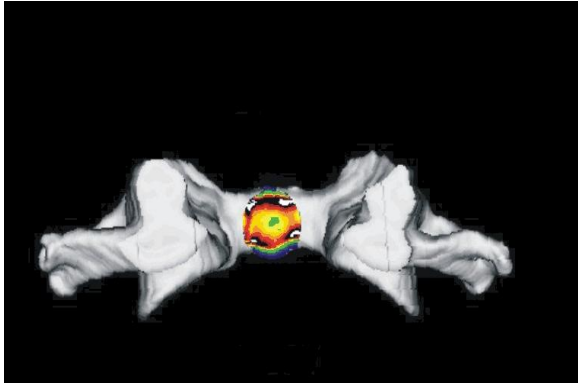


Abb. 26: Densitogramm der Fovea dentis

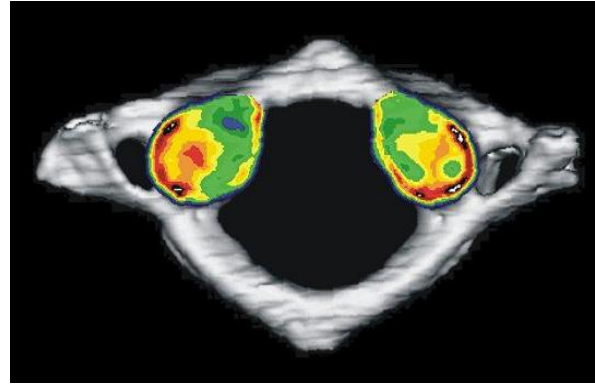


Abb. 27: Densitogramm der unteren Gelenkflächen des Atlas

3.3 Auswertung der Densitogramme

3.3.1 Lokalisation der Dichtemaxima

3.3.1.1 Bestimmung der Lage der Maxima nach visuellen Gesichtspunkten

Bei den einzelnen Densitogrammen konnten jeweils die Lage und Größe des Hauptmaximums und der Nebenmaxima visuell bestimmt werden. Als Hauptmaximum wurde dasjenige Maximum definiert, das innerhalb des jeweiligen Densitogramms die höchste Mineralisierung aufwies. Traten mehrere Maxima gleicher Mineralisierung auf, wurden diese als gleichberechtigte Hauptmaxima angesehen. Ebenso wurden die Anzahl und die Größe der Nebenmaxima bestimmt. Um die Einteilung möglichst reproduzierbar zu gestalten, wurde die visuelle Einteilung mehrmals von verschiedenen voneinander unabhängigen Personen durchgeführt.

3.3.1.2 Bestimmung der Lage der Maxima mithilfe eines Rasters

Als zweite Methode zur Bestimmung der Lokalisation der Maxima war es prinzipiell möglich, die Falschfarbendarstellungen der Gelenkflächen mit einem Raster zu versehen. Diese Methode wird im Folgenden beispielhaft für die unteren Gelenkflächen des Atlas bestimmt. Die Bilder wurden in das Programm „Corel Draw 10.0“ geladen und mit einem Raster, das sechzehn Felder enthielt, belegt. Dieses wurde an die Gelenkflächen so angelegt, dass je zwei Seiten tangential an diesen anlagen. Durch proportionale Dehnung dieses Rasters war gewährleistet, dass jedes Feld auch bei unterschiedlich großen Gelenkflächen jeweils denselben prozentualen Anteil der Flächen bedeckte, sodass individuell verschieden große Flächen verglichen werden konnten (vgl. Abb. 28).

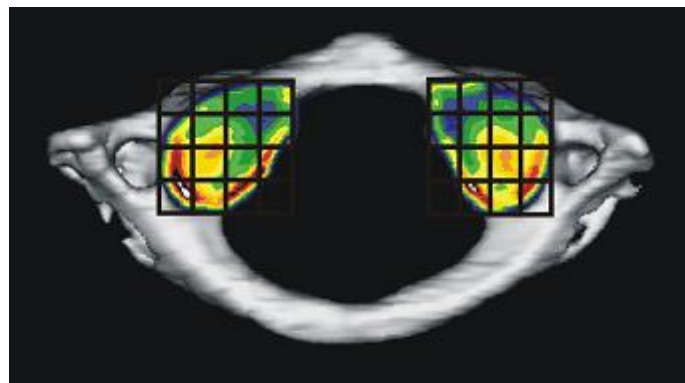


Abb. 28: An die kaudalen Gelenkflächen eines Atlas angelegtes Raster

Jedes Rasterfeld wurde mit einer Nummer bezeichnet. Um die linke und rechte Seite möglichst einfach vergleichen zu können, erfolgte die Nummerierung rechts spiegelbildlich zu links. Die jeweilige Nummer jedes Rasters ist in Abbildung 29 dargestellt.

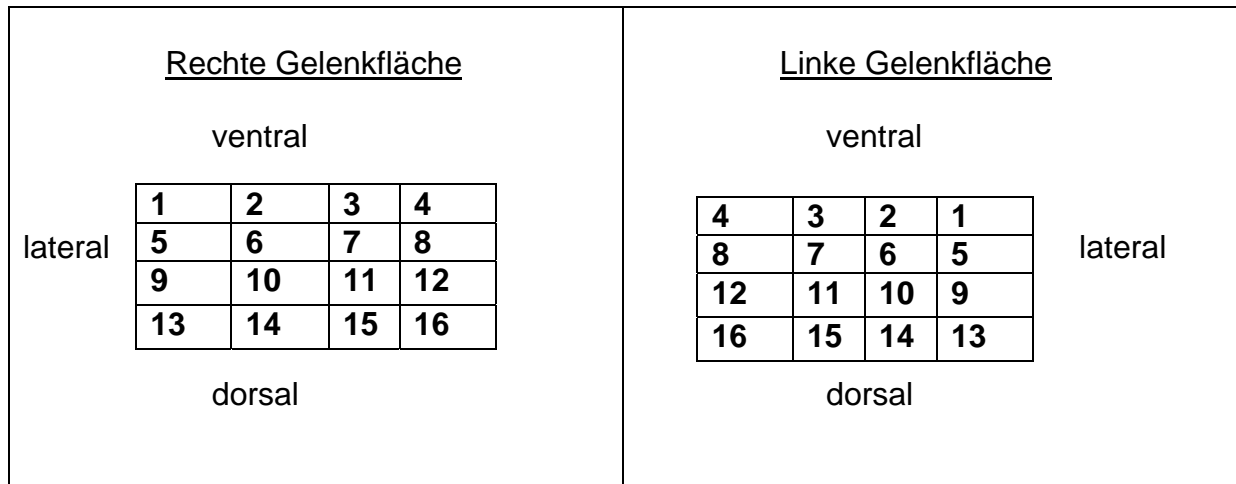


Abb. 29: Einteilung des Rasters beispielhaft für die rechte und linke kaudale Gelenkfläche des Atlas

3.3.1.3 Typisierung der Densitogramme je nach Lokalisation der Maxima

Die Bilder wurden je nach Lage des bzw. der Hauptmaxima und je nach Anzahl und Lage der Nebenmaxima sortiert und es wurde eine Gruppeneinteilung vorgenommen. Durch die Lage des bzw. der Hauptmaxima wurde für die einzelnen Gelenkflächen jeweils die Zuordnung zu einer Hauptgruppe bestimmt. Je nach Anzahl und Lokalisation der Nebenmaxima konnte anschließend eine Unterteilung in Untergruppen vorgenommen werden.

3.3.2 Bestimmung des Mineralisierungsgrades der Gelenkflächen (quantitative CT-OAM)

Mithilfe einer Editierfunktion des oben bereits erwähnten Softwareprogramms „Analyze“ konnte der Calciumgehalt (in Milligramm) pro Volumeneinheit (in Milliliter) der subchondralen Knochenplatte der jeweiligen Gelenkfläche gemessen werden. Als Grundlage hierfür dienten die erstellten Densitogramme.

Bei diesen wies jedes Pixel einen bestimmten Hounsfieldwert auf. Mithilfe der Software „Analyze“ konnte gemessen werden, wie viele Pixel, die denselben Hounsfieldwert hatten, in der jeweiligen Gelenkfläche vorhanden waren. Dies wurde anschließend in einer Tabelle aufgelistet. Durch Messungen an einem Phantom bekannter Calciumkonzentration konnte jedem der Hounsfieldwerte und damit jedem der Pixel ein bestimmter Calciumwert zugeordnet werden. Durch anschließende Summation konnte die Mineralisierung der Gelenkfläche in Milligramm Calcium ermittelt werden.

Ferner wurde aus der Länge, Breite und Anzahl der Pixel der jeweiligen Gelenkfläche deren Größe berechnet. Um die Calciumwerte unterschiedlich großer Gelenkflächen interindividuell vergleichen zu können, wurde die Mineralisierung zur Gelenkflächengröße in Relation gesetzt, sodass die Mineralisierung in Milligramm pro Milliliter angegeben werden konnte.

Die Bestimmung der Calciumgehalts der mazerierten Präparate wurde ebenfalls auf obige Weise durchgeführt, wobei die Ergebnisse nur als Relativwerte zum Vergleich innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate verwendet wurden.

3.3.3 Statistische Auswertung des Mineralisierungsgehaltes

Die statistische Auswertung der Calciumwerte, die auf obige Weise bestimmt wurden, wurde mit dem Computerprogramm „SPSS“ (Version 11) durchgeführt. Die Patientengruppe wurde getrennt von der Gruppe der mazerierten Präparate ausgewertet. Zunächst wurden für beide Gruppen die Durchschnittswerte und die Standardabweichungen ermittelt. Die weiteren Tests innerhalb der beiden Gruppen wurden mit einem „Wilcoxon“-Test mit einem Alpha von 0,05 durchgeführt. Da bei der Patientengruppe, wie bereits erwähnt wurde, bei zwei Patienten die Condyli occipitales nicht genau eingegrenzt werden konnten, standen für einen Teil der Tests nur 12 Patienten zur Verfügung. Da die Atlantes und die Ossa occipitales innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate nicht von denselben Präparaten stammten, konnte innerhalb dieses Kollektivs kein Vergleich zwischen den Condyli occipitales und den jeweiligen Gelenkflächen des Atlas durchgeführt werden.

3.4 Vergleich der Mineralisierungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes unterschiedlicher Gelenkflächen

3.4.1 Vergleich der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen rechter und linker Gelenkfläche

Zur Erstellung eines Seitenvergleiches zwischen rechter und linker Gelenkfläche der Kondylen und der oberen und unteren Gelenkflächen des Atlas wurde zum einen die Musterverteilung getrennt nach der jeweiligen Seite der Gelenkfläche betrachtet und anschließend die jeweilige Häufigkeit verglichen. Zum anderen wurde untersucht, ob bzw. bei wie vielen Präparaten jeweils die linke Gelenkfläche ein anderes Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung als die rechte aufwies. Darüber hinaus wurde die durchschnittliche Mineralisierung der Gelenkflächen im Seitenvergleich untersucht. Da sich die Mineralisierung durch das Mazarationsverfahren änderte, wurde die durchschnittliche Mineralisierung der Patientengruppe getrennt von der Gruppe der mazerierten Präparate ausgewertet.

3.4.2 Vergleich des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas

Ferner wurde der Mineralisierungsgehalt der rotierenden Anteile des Atlas, also der Fovea dentis, im Vergleich zu den in erster Linie gewichtstragenden Anteilen des Atlas, also den kranialen und kaudalen Gelenkflächen, untersucht. Wie bereits erwähnt, wurde der Mineralisierungsgehalt der Fovea dentis und der kaudalen Gelenkflächen des Atlas im Rahmen der Arbeitsgruppe untersucht. Die Ergebnisse der Arbeitsgruppe wurden daher für diese Auswertung übernommen. Zur Bestimmung des Mineralisierungsgehaltes wurden für den Atlas die Durchschnittswerte der subchondralen Mineralisierung der Fovea dentis sowohl mit den Durchschnittswerten der gesamten kranialen als auch der gesamten kaudalen Gelenkflächen des Atlas verglichen. Da sich, wie bereits erwähnt wurde, die Mineralisierung durch das Mazerationsverfahren änderte, wurde auch dieser Vergleich für die Patientengruppe und die Gruppe der mazerierten Präparate getrennt durchgeführt.









3.4.3 Vergleich der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen korrespondierenden Gelenkflächen

Innerhalb des oberen Kopfgelenkes wurde die durchschnittliche Mineralisierung der Condyli occipitales mit der durchschnittlichen Mineralisierung der oberen Gelenkflächen des Atlas verglichen. Auch dieser Vergleich wurde wiederum getrennt nach mazerierten und nicht mazerierten Präparaten durchgeführt. Ebenfalls wurde untersucht, ob den verschiedenen Mineralisierungsmustern der Kondylen jeweils ein bestimmtes Mineralisierungsmuster der oberen Gelenkflächen zugeordnet werden konnte. Da die mazerierten Präparate nicht von den gleichen Personen stammten, konnte dies nur innerhalb der Patientengruppe untersucht werden.

3.5 Einteilung der geometrischen Variationen der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes

Um die Korrelation zwischen den in der Literatur aufgeführten geometrischen Variationen und den Mineralisierungsmustern der subchondralen Knochenplatte überprüfen zu können, wurden die Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes in verschiedene Gruppen eingeteilt.

Da im Bereich des oberen Kopfgelenkes, sowohl bei den Condyli occipitales als auch bei den Facies articulares superiores des Atlas, die geometrische Form vom Vorhandensein einer medialen und/oder lateralen Einziehung abhängig war (vgl. Abschnitt 1.2.1.1), wurde die Gruppeneinteilung an diesen Strukturen ausgerichtet. Demnach wurde die Form der Gelenkflächen entsprechend den vier in der Literatur beschriebenen Grundtypen eingeteilt:

Gruppe	Grafische Darstellung links	Grafische Darstellung rechts	Beschreibung
A			Ovale Form ohne laterale oder mediale Einziehung
B			Nierenförmige Form mit einseitiger medialer Einziehung
C			Lateral eingezogene Form
D			Achtförmige Form mit lateraler und medialer Einziehung

Tab. 7: Einteilung der geometrischen Grundformen der Condyli occipitales und oberen Gelenkflächen des Atlas

Zur Zuordnung der einzelnen Präparate zu den jeweiligen Gruppen wurde folgendes Vorgehen gewählt: Die Einordnung in diese Gruppen erfolgte für die mazerierten Präparate nach optischer Begutachtung der Präparate selbst; für die Patientengruppe wurden die mit der Software „Analyze“ dreidimensional rekonstruierten Gesamtbilder verwendet. Um Fehler zu vermeiden, wurde die Zuteilung zu der jeweiligen Gruppe von verschiedenen voneinander unabhängigen Personen durchgeführt. Ebenso wurden die Einteilungen mehrmals durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Auswertung der Densitogramme

4.1.1 Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme

4.1.1.1 Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme der oberen Gelenkflächen des Atlas

Rein optisch betrachtet wiesen alle Densitogramme der oberen Gelenkflächen des Atlas im anterioren Bereich eine niedrige Mineralisierung auf. Im zentralen und/oder im posterioren Bereich hingegen waren die oberen Gelenkflächen des Atlas höher mineralisiert.

Bedingt durch die Knickung zwischen posteriorem und anteriorem Anteil der Gelenkflächen lieferte die oben beschriebene Rastermethode keine einheitlichen Gruppen. Insbesondere durch die konkave Form, die auftrat, falls eine laterale und/oder mediale Einziehung vorhanden war, wurden die Gelenkflächen unterschiedlichen Mustern zugeordnet, obwohl sie nach optischer Beurteilung einander entsprachen. Daher wurde für die genauere Auswertung der Densitogramme der oberen Gelenkflächen des Atlas eine rein visuelle Einteilung gewählt, die folgende Muster ergab:

Gruppe	Beschreibung der Verteilung des Dichtemusters
I	Hauptmaximum zentromedial
II	Hauptmaximum zentrolateral
III a	Hauptmaxima dorsolateral und dorsomedial, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind
III b	Hauptmaxima dorsolateral und dorsomedial, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind mit zusätzlichem zentromedialem Maximum
IV	Nicht I bis III

Tab. 8: Einteilung der Maxima der subchondralen Mineralisierung der kranialen Gelenkflächen des Atlas

In den Abbildungen 30 bis 33 wurden für die oben aufgeführten Gruppen jeweils beispielhafte Densitogramme und Schemazeichnungen dargestellt. Diese waren jeweils so orientiert, dass der Atlas von kranial dargestellt wurde. Daher entsprach der obere Rand des Bildes dem anterioren Rand der Gelenkfläche, der rechte Rand des Bildes der rechten Körperseite.

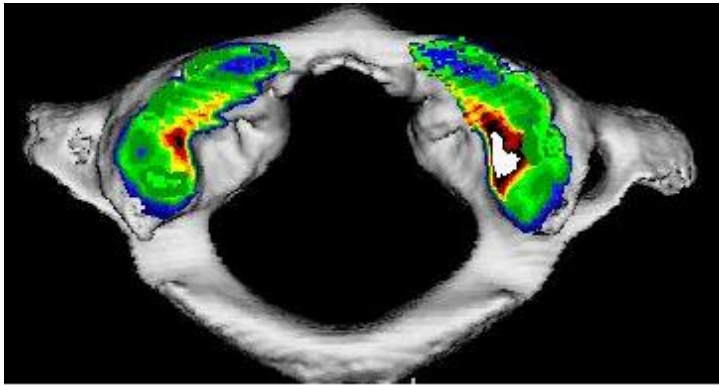


Abb. 30: Hauptmaximum zetromedial (Gruppe I)

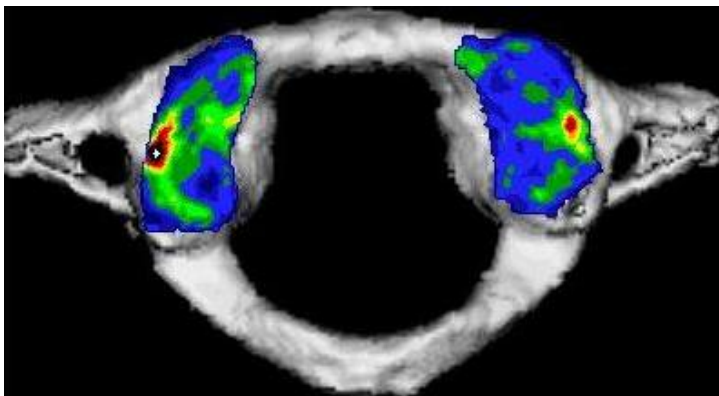
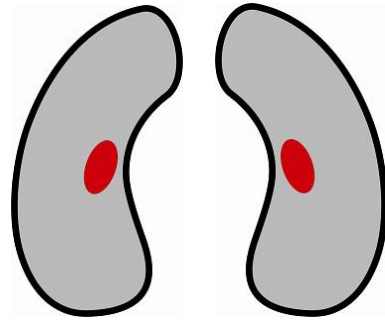


Abb. 31: Hauptmaximum zentrolateral (Gruppe II)

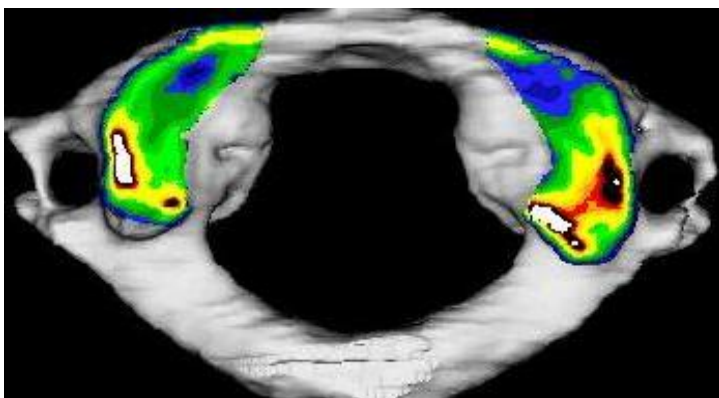
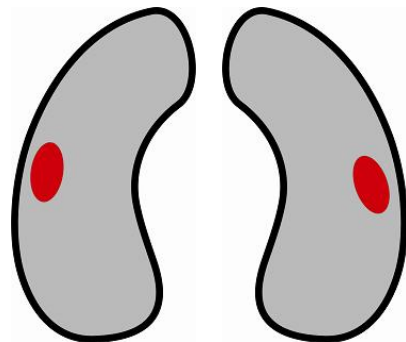
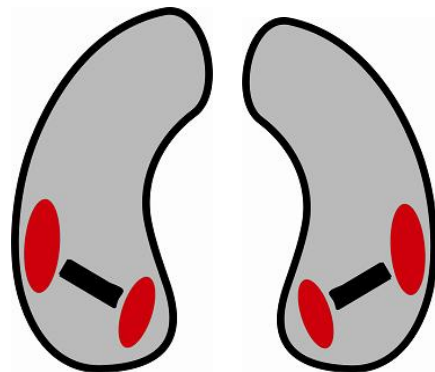


Abb. 32: Dorsolaterale und dorsomediale Hauptmaxima, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind (Gruppe III a)



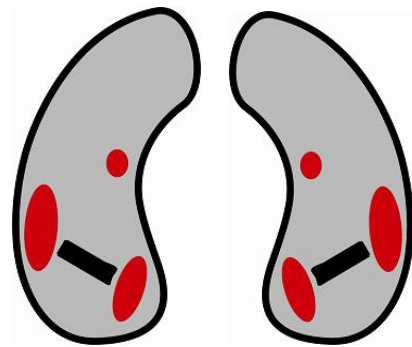
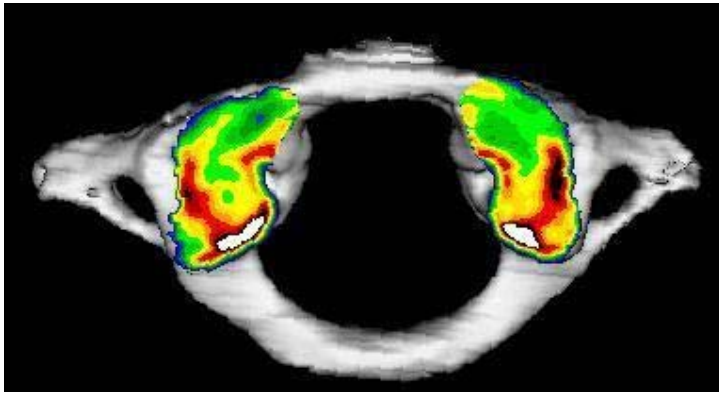


Abb. 33: Dorsolaterale und dorsomediale Hauptmaxima, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind mit zusätzlichem zentromedialem Maximum (Gruppe III b)

Die Einteilung in die dargestellten Muster ergab folgende Verteilung:

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III a	Gruppe III b	Gruppe IV
Gesamt	12 (16 %)	11 (14 %)	21 (28 %)	28 (37 %)	4 (5 %)
Patienten	6 (21 %)	4 (14 %)	9 (32 %)	8 (29 %)	1 (4 %)
Mazerierte Präparate	6 (13 %)	7 (15 %)	12 (25 %)	20 (41 %)	3 (6 %)

Tab. 9: Aufteilung der Mineralisierungsmuster der kranialen Gelenkflächen des Atlas auf die verschiedenen Gruppen

Da die Gruppen I und II nur ein Hauptmaximum aufwiesen, waren insgesamt 23 Gelenkflächen (30 %) monozentrisch. Die Mehrzahl der Gelenkflächen, exakt 65 %, verfügte jedoch über mehrere Hauptmaxima.

Für die oberen Gelenkflächen des Atlas traten kleinere Unterschiede in der Verteilung der prozentualen Anteile zwischen der Gruppe der mazerierten Präparate und der Patientengruppe auf. Während die Gruppen I und III a innerhalb des Patientenkollektivs häufiger vorkamen, kamen die Gruppen III b und II innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate anteilmäßig häufiger vor (vgl. Abb. 34).

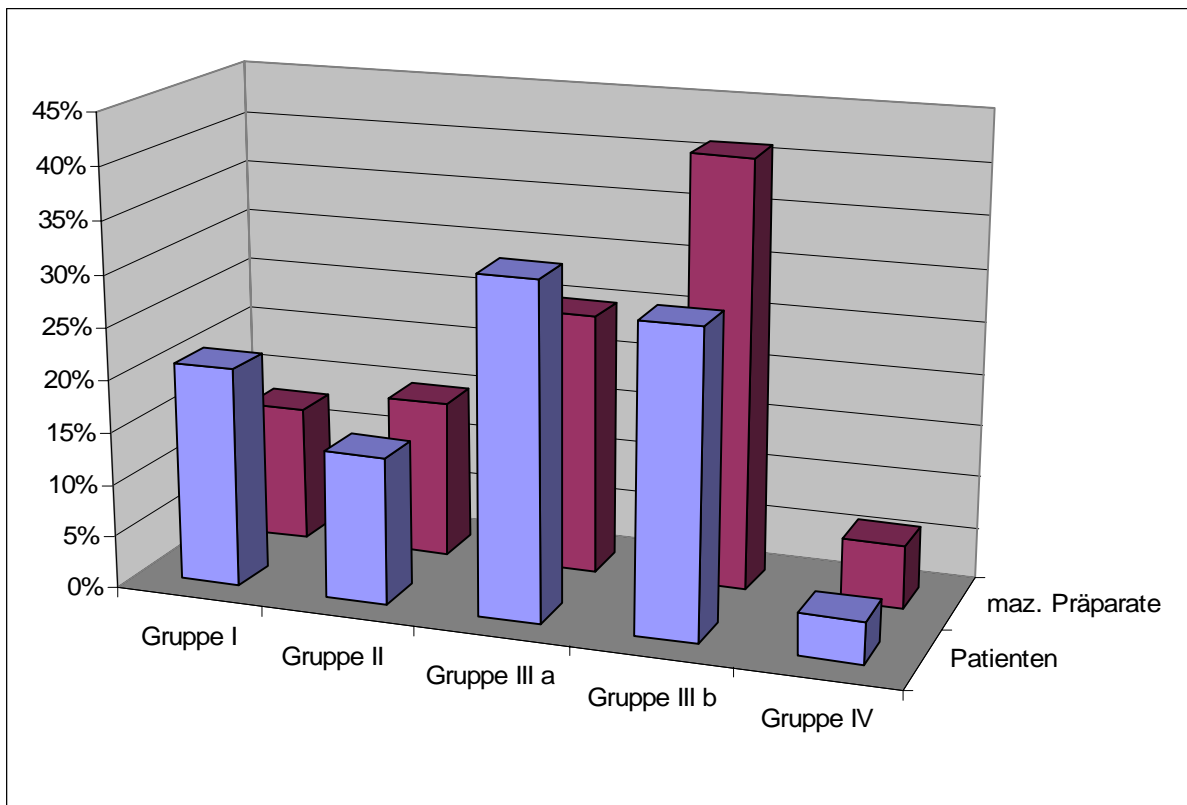


Abb. 34: Häufigkeit der einzelnen Gruppen der oberen Gelenkflächen des Atlas innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate und der Patientengruppe

Zusammenfassung: Alle Densitogramme der oberen Gelenkflächen des Atlas wiesen im anterioren Anteil eine geringe Mineralisierung, im posterioren und/oder zentralen Bereich eine hohe Mineralisierung auf. Zur genaueren Auswertung wurden die oberen Gelenkflächen des Atlas nach visueller Bestimmung in vier Gruppen eingeteilt, von denen eine nochmals in Untergruppen aufgeteilt werden konnte. Innerhalb des untersuchten Gesamtkollektives trat Gruppe III b, die zwei dorsale und ein zentrales Maximum aufwies, am häufigsten auf. Zwischen der Gruppe der mazerierten Präparate und der Gruppe der Patienten existierten Häufigkeitsunterschiede, insbesondere innerhalb von Gruppe III, also zwischen den Gruppen III a und III b.

4.1.1.2 Bestimmung der Maximalage und Typisierung der Densitogramme der Condyl occipitales

Ebenso wie die oberen Gelenkflächen des Atlas waren, nach visueller Betrachtung, die Condyl occipitales anterior ohne Ausnahme gering mineralisiert. Im posterioren und/oder zentralen Bereich der Gelenkflächen traten bei allen untersuchten Präparaten Maxima der subchondralen Knochendichte auf.

Zur genaueren Analyse konnte, bedingt durch die geometrische Form, also durch die Krümmung der Gelenkflächen, die Auswertung nicht mithilfe eines Rasters vorgenommen werden. Aus diesem Grund wurde ebenfalls eine visuelle Einteilung der Maximallokalisation vorgenommen. Dabei wurden folgende Gruppen gefunden:

Gruppe	Beschreibung der Verteilung des Dichtemusters
I	Hauptmaximum zentromedial
II	Hauptmaximum dorsomedial
III a	Hauptmaxima dorsolateral und dorsomedial, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind
III b	Hauptmaxima dorsolateral und dorsomedial, die durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind mit zusätzlichem zentromedialem Maximum
IV	Nicht I bis III

Tab. 10: Einteilung der Maxima der subchondralen Mineralisierung der Condyli occipitales

Zur Veranschaulichung der einzelnen Gruppen wurden in den Abbildungen 35 bis 38 den jeweiligen Densitogrammen die entsprechenden Schemazeichnungen gegenübergestellt. Die Abbildung waren jeweils so orientiert, dass die Gelenkflächen von kaudal betrachtet wurden, die linke Seite entsprach also der rechten Körperseite.

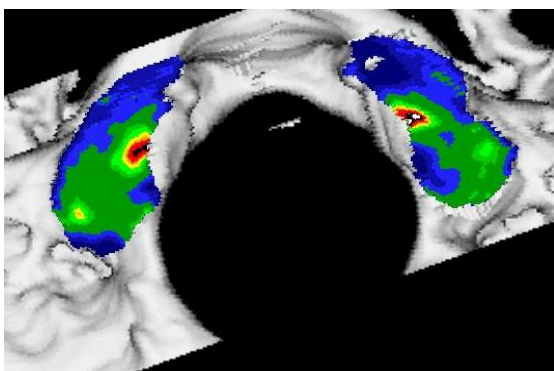
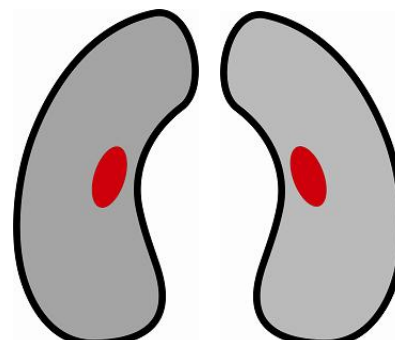


Abb. 35: Beispiel für ein zentromediales Maximum (Gruppe I)



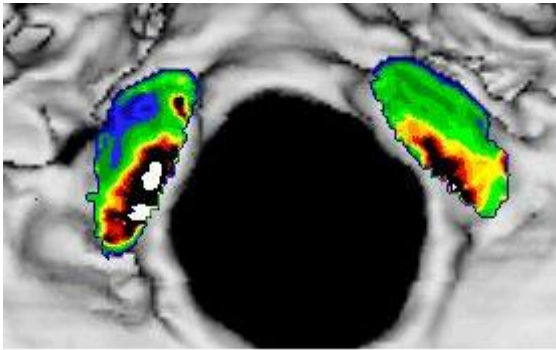


Abb. 36: Beispiel für ein dorsomediales Maximum (Gruppe II)

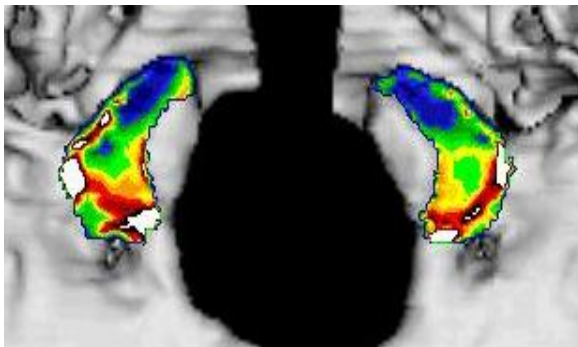
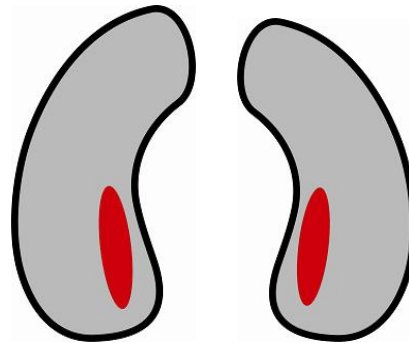


Abb. 37: Beispiel für ein dorsolaterales und ein dorsomediales Maximum (Gruppe III a)

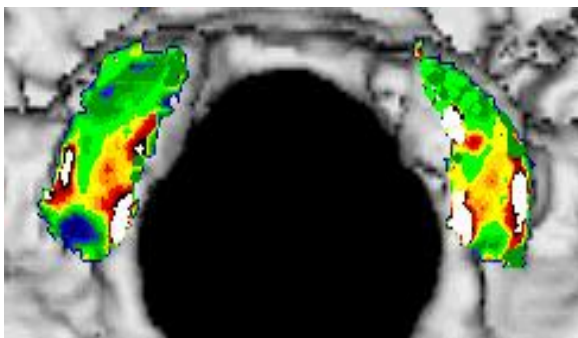
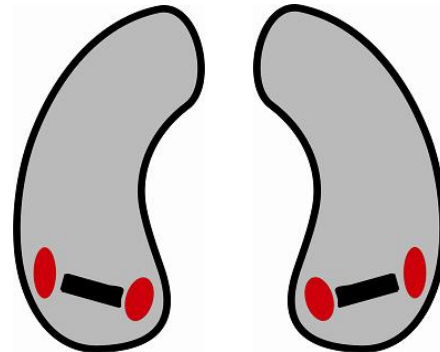
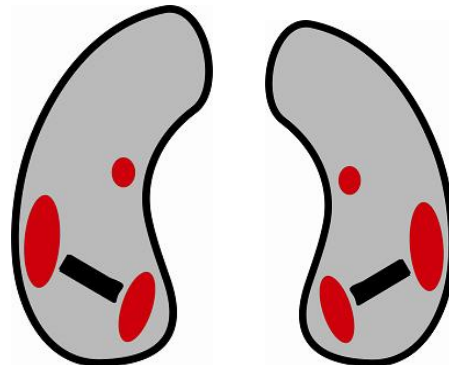


Abb. 38: Beispiel für ein dorsolaterales und ein dorsomediales Maximum mit zusätzlichem zentro-medialem Maximum (Gruppe III b)



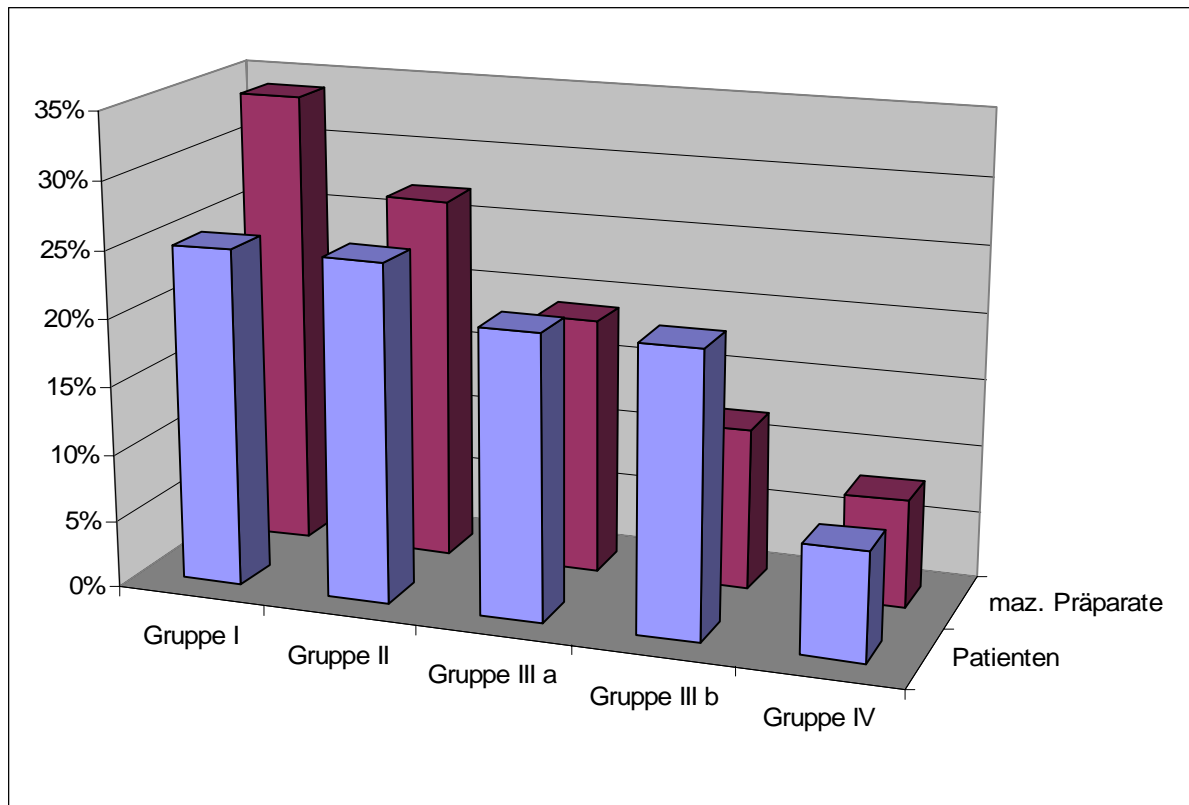
Entsprechend der beschriebenen Gruppeneinteilung ergab sich folgende Verteilung:

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III a	Gruppe III b	Gruppe IV
Gesamt	15 (30 %)	13 (26 %)	10 (20 %)	8 (16 %)	4 (8 %)
Patienten	6 (25 %)	6 (25 %)	5 (21 %)	5 (21 %)	2 (8 %)
Mazerierte Präparate	9 (34 %)	7 (27 %)	5 (19 %)	3 (12 %)	2 (8 %)

Tab. 11: Aufteilung der Mineralisierungsmuster der Condyli occipitales auf die einzelnen Gruppen

Bei 56 % der Gelenkflächen war also nur ein mediales Maximum vorhanden, das in 30 % der Fälle zentral (Gruppe I), in 26 % der Fälle dorsal (Gruppe II) lokalisiert war. Bei 36 % waren hingegen mehrere Maxima vorhanden. Vier Gelenkflächen (8 %) konnten nicht in obiges Schema eingestuft werden.

Durch einen Vergleich zwischen der Gruppe der mazerierten Präparate und der Patientengruppe konnte festgestellt werden, dass bei beiden Gruppe I am häufigsten vorkam, gefolgt von Gruppe II (vgl. Tabelle 12).



Tab. 12: Vergleich der Gruppeneinteilung zwischen der Patientengruppe und der Gruppe der mazerierten Präparate für die Condylī occipitales

Wie aus Tabelle 12 ersichtlich, traten zwischen der Gruppe der mazerierten Präparate und der Gruppe der Patienten keine wesentlichen Häufigkeitsunterschiede auf.

Zusammenfassung: Nach visueller Einteilung der Densitogramme der Condylī occipitales wurden drei Gruppen gebildet, von denen eine nochmals in Untergruppen aufgeteilt wurde. Allen untersuchten Exemplaren gemein war eine anteriore Zone geringerer Mineralisierung. Die Anzahl der monzentrischen Exemplare betrug innerhalb des Gesamtkollektives 56 %. Es konnten keine wesentlichen Unterschiede in der Häufigkeit der einzelnen Gruppen zwischen der Patientengruppe und der Gruppe der mazerierten Präparate festgestellt werden.

4.1.2 Bestimmung des Mineralisierungsgrades der Gelenkflächen

Die Auswertung des Mineralisierungsgrades innerhalb der Patientengruppe lieferte folgende Ergebnisse, wobei, wie erwähnt, zur weiteren Auswertung die jeweiligen Ergebnisse für die Fovea dentis und die kaudalen Gelenkflächen des Atlas von der Arbeitsgruppe übernommen wurden:

	Anzahl	Minimum (mg/ml)	Maximum (mg/ml)	Durchschnitt (mg/ml)	Standardab- weichung
Condyli occipitales	24	441,4	709,6	544,8	80,6
Atlas kranial	28	496,8	929,4	678,7	104,2
Atlas kaudal	28	544,0	787,0	660,4	81,5
Fovea dentis	14	875,8	1171,0	1010,0	101,1

Tab. 13: Auswertung des Mineralisierungsgehalts pro Volumeneinheit der Gelenkflächen der Patientengruppe

Die Auswertung innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate lieferte ähnliche Tendenzen. Zur weiteren Auswertung der quantitativen CT-OAM wurden Vergleiche des Mineralisierungsgrades zwischen verschiedenen Gelenkflächen durchgeführt. Diese werden in Abschnitt 4.2 beschrieben.

4.2 Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes unterschiedlicher Gelenkflächen

4.2.1 Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen rechter und linker Gelenkfläche

Die Aufteilung der Muster der **kranialen Gelenkflächen des Atlas** nach rechter und linker Gelenkfläche brachte folgende Ergebnisse:

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III a	Gruppe III b	Gruppe IV
Gesamt	12	13	20	28	3
Links	6	7	9	15	1
Rechts	6	6	11	13	2
Patienten	6	4	9	8	1
Links	2	2	4	6	0
Rechts	4	2	5	2	1
Mazerierte Präparate	6	9	11	20	2
Links	4	5	5	9	1
Rechts	2	4	6	11	1

Tab. 14: Aufteilung der Mineralisierungsmuster der kranialen Gelenkflächen des Atlas auf die verschiedenen Gruppen

Bei einem interindividuellen Vergleich traten, wie aus Tabelle 14 ersichtlich, bei der Häufigkeit der Mineralisierungsmuster weder im Gesamtkollektiv noch innerhalb der Patientengruppe noch innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate wesentliche Unterschiede im Rechts-Links-Vergleich auf.

Bei einem intraindividuellen Vergleich traten jedoch deutliche Unterschiede hervor. Bei 18 Präparaten (47 %) wurde die rechte Gelenkfläche einer anderen Gruppe zugeordnet als die linke Gelenkfläche. Abbildung 39 zeigt hierfür beispielhaft das Densitogramm eines Atlas, dessen rechte Gelenkfläche nur ein laterales Maximum enthielt (Gruppe II), während links drei Maxima vorhanden waren (Gruppe III b).

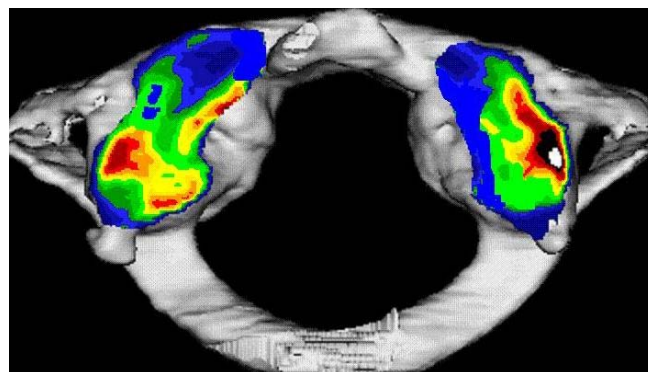


Abb. 39: Densitogramm eines Atlas mit unterschiedlicher Gruppenzuordnung im Seitenvergleich

Die Aufteilung der Muster der **Condyli occipitales** nach rechter und linker Gelenkfläche lieferte folgende Ergebnisse:

	Gruppe I	Gruppe II	Gruppe III a	Gruppe III b	Gruppe IV
Gesamt	15	13	10	8	4
Links	8	6	4	4	3
Rechts	7	7	6	4	1
Patienten	6	6	5	5	2
Links	3	3	1	3	2
Rechts	3	3	4	2	0
Mazerierte Präparate	9	7	5	3	2
Links	5	3	3	1	1
Rechts	4	4	2	2	1

Tab. 15: Aufteilung der Mineralisierungsmuster der Condyli occipitales auf die einzelnen Gruppen

Ebenso wie bei den oben besprochenen oberen Gelenkflächen des Atlas war auch für die Condyli occipitales die Häufigkeit der einzelnen Muster innerhalb aller drei untersuchten Kollektive rechts und links nahezu gleich.

Allerdings existierten auch für die Condyli occipitales intraindividuelle Unterschiede, da die Einteilung zwischen rechter und linker Gelenkfläche innerhalb des gleichen Schädels bei 11 der insgesamt 25 Präparate (44 %) nicht übereinstimmte.

Bei der **Untersuchung des Calciumgehaltes pro Flächeneinheit** (quantitative CT-OAM) fanden sich weder innerhalb der Patientengruppe noch innerhalb der Gruppe der mazerierten Präparate statistisch signifikante Unterschiede des Mineralisierungsgehaltes pro Flächeneinheit im Vergleich zwischen rechter und linker Gelenkfläche sowohl für Condyli occipitales als auch für die kranialen Gelenkflächen des Atlas. Bereits aus der Gegenüberstellung der Durchschnittswerte der Patientengruppe wurden die geringen Abweichungen ersichtlich (vgl. Tabelle 16).

	Anzahl der Patienten	Minimum (mg/ml)	Maximum (mg/ml)	Durchschnitt (mg/ml)	Standardabweichung
Os occipitale rechts	12	441,4	700,8	548,908	79,553
Os occipitale links	12	447,6	709,6	540,663	84,643
Atlas kranial rechts	14	526,5	922,5	676,243	106,167
Atlas kranial links	14	496,8	929,4	681,093	106,317

Tab. 16: Berechnete Daten des Calciumgehalts pro Volumeneinheit für die Condyli occipitales und die kranialen Gelenkflächen des Atlas für die Patientengruppe

Die statistischen Werte für den Seitenvergleich lagen bei beiden Gelenkflächenpaaren sowohl innerhalb der Gesamtgruppe als auch innerhalb der Patientengruppe und der Gruppe der mazerierten Präparate weit über dem Alphaswert von 0,05, d. h. es traten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen rechts und links auf.

Zusammenfassung: Weder bei einem der untersuchten Kollektive noch bei einer der verschiedenen Gelenkflächen (Facies superiores des Atlas, Condyli occipitales) trat bei einem interindividuellen Vergleich der Musterhäufigkeit ein Unterschied zwischen rechter und linker Seite auf. Bei einem intraindividuellen Vergleich wurde bei allen drei Gelenkflächenarten bei jeweils ca. 40 % der Präparate die rechte Gelenkfläche einem anderen Muster als die linke zugeordnet. Beim Calciumgehalt pro Flächeneinheit traten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen rechter und linker Seite sowohl innerhalb der verschiedenen Kollektive als auch innerhalb der unterschiedlichen Gelenkflächen (Facies superiores des Atlas, Condyli occipitales) auf.

4.2.2 Auswertung des Vergleiches des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas

Für den Atlas wurden die Durchschnittswerte der Mineralisierung der Fovea dentis (rotierende Gelenkflächen), die im Rahmen der Arbeitsgruppe ebenfalls ermittelt wurden, sowohl mit den Durchschnittswerten der gesamten kranialen als auch mit denen der gesamten kaudalen Gelenkflächen des Atlas (tragende Gelenkflächen) verglichen. Die Fovea war dabei in der Patientengruppe und der Gruppe der mazerierten Präparate **statistisch signifikant höher** mineralisiert als der Durchschnitt der kranialen und der Durchschnitt der kaudalen Gelenkflächen des Atlas. Dies geht auch aus dem entsprechenden sogenannten „Box-Plot-Diagramm“ hervor (vgl. Abb. 40). Die rotierenden Anteile des Atlas waren also höher mineralisiert als die das Kopfgewicht tragenden Anteile des Atlas. Dies war nicht nur im Durchschnitt der Fall; auch bei jedem Einzelpräparat der Patientengruppe war die Fovea dentis höher als die kranialen oder kaudalen Gelenkflächen des Atlas mineralisiert.

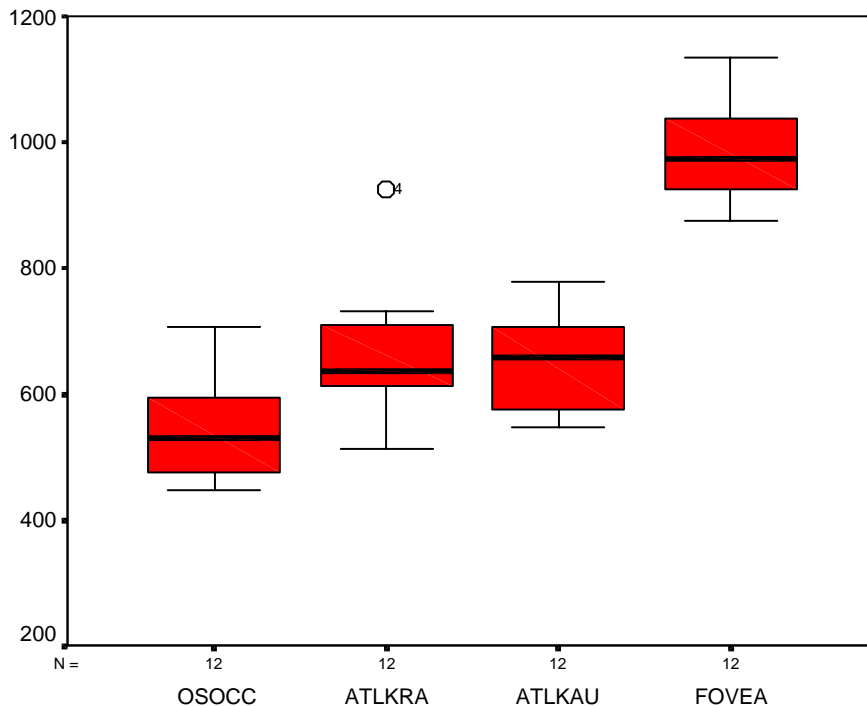


Abb. 40: Box-Plot-Diagramme der Durchschnittswerte der Fovea dentis, der kranialen und kaudalen Gelenkflächen des Atlas und der Condylus occipitales der Patientengruppe

Die kranialen Gelenkflächen innerhalb der Patientengruppe verfügten über eine durchschnittliche Mineralisierung von 678 mg pro ml, die Fovea dentis über 1010 mg pro ml. Setzte man diesen Wert gleich 100 %, so folgten für die kranialen Gelenkflächen 67,2 %, für die kaudalen 65,4 %. Ausgehend von der Fovea dentis betrug die durchschnittliche Mineralisierung pro Fläche der kaudalen und kranialen Gelenkflächen also jeweils nur zwei Drittel der Mineralisierung pro Fläche der Fovea dentis.

Zusammenfassung: Es ließ sich feststellen, dass die rotierenden Gelenkflächen des Atlas (Fovea dentis) statistisch signifikant höher mineralisiert waren als die tragenden Gelenkflächen des Atlas (kraniale und kaudale Gelenkflächen des Atlas).

4.2.3 Auswertung des Vergleiches der Verteilungsmuster und des Mineralisierungsgehaltes zwischen korrespondierenden Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes

Wie bereits erwähnt wurde, konnten die Mineralisierungsmuster nur innerhalb der Patientengruppe verglichen werden, da nur für diese Densitogramme dem jeweiligen Muster der Kondylen das entsprechende Muster der oberen Gelenkflächen des Atlas zugeordnet werden konnte.

Generell konnte festgestellt werden, dass die gefundenen Verteilungsmuster, mit Ausnahme von jeweils Gruppe II für die Condylus occipitales und die oberen Gelenkflächen, identisch waren.

Muster III der Condylus occipitales kam innerhalb der Patientengruppe zehnmal vor. Bei acht dieser zehn Präparate wurde den oberen Gelenkflächen des Atlas ebenfalls

Gruppe III zugeordnet. Trat also in den Densitogrammen der Kondylen mehr als ein Maximum auf, so trat bei 80 % der oberen Gelenkflächen des Atlas ebenfalls mehr als ein Maximum auf.

Die Verteilungsmuster der Condylī occipitales, die nur ein Maximum aufwiesen (Gruppe I und II), traten zwölfmal auf. Bei 50 % dieser Densitogramme wies auch das entsprechende Verteilungsmuster der Gelenkfläche des Atlas nur ein Maximum auf (Gruppe I und II). Bei 42 % traten an den korrespondierenden Gelenkflächen hingegen mehrere Maxima auf (Gruppe III).

Ein Vergleich des Calciumgehaltes pro Flächeneinheit zwischen den Condylī occipitales und den oberen Gelenkflächen des Atlas konnte, wie bereits erwähnt, nur innerhalb der Patientengruppe durchgeführt werden. Die Kondylen waren dabei statistisch signifikant geringer mineralisiert als die oberen Gelenkflächen des Atlas. Die Gegenüberstellung der zugehörigen Werte wird in Tabelle 17 dargestellt.

	Minimum (mg/ml)	Maximum (mg/ml)	Durchschnitt (mg/ml)	Standardabweichung
Os occipitale	447,35	705,20	544,8	80,6
Atlas kranial	511,65	925,95	678,7	104,2

Tab. 17: Durchschnittlicher Calciumgehalt pro Flächeneinheit der Condylī occipitales und der kranialen Gelenkflächen des Atlas

Setzte man die durchschnittliche Mineralisierung der kranialen Gelenkflächen des Atlas gleich 100 %, so folgte für die Condylī occipitales eine durchschnittliche Mineralisierung von 80,3 %. Dieser Unterschied wird auch in den Box-Plot-Diagrammen in Abb. 40 (s. Abschnitt 4.2.2) dargestellt.

4.3 Auswertung der geometrischen Variationen der Gelenkflächen

4.3.1 Aufteilung der geometrischen Variationen der Facies superiores der Atlas

Wie in Abschnitt 3.5 besprochen, wurden die geometrischen Variationen der oberen Gelenkflächen des Atlas nach geometrischen Gesichtspunkten eingeteilt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 18 dargestellt:

	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D
Gesamt	9 (12 %)	34 (45 %)	3 (4 %)	30 (40 %)
Patienten	1 (4 %)	14 (50 %)	1 (4 %)	12 (42 %)
Mazerierte Präparate	8 (17 %)	20 (42 %)	2 (4 %)	18 (37 %)

Tab. 18: Häufigkeit der Gruppen der geometrischen Struktur der kranialen Gelenkflächen des Atlas

Lediglich neun der insgesamt 76 Gelenkflächen waren ohne jegliche Einziehung. Da sowohl Gruppe B als auch Gruppe C über eine mediale Einziehung verfügten, war somit bei 65 Gelenkflächen eine mediale Einziehung vorhanden. Auch eine isolierte laterale Einziehung war selten.

4.3.2 Vergleich zwischen Mineralisierungsmustern und geometrischen Variationen der Facies superiores des Atlas

Aufgrund der geringen Anzahl an Exemplaren, die C zugeordnet werden konnten, konnten lediglich Aussagen über die Verteilung der subchondralen Mineralisierungsmuster innerhalb der Gruppen A, B und D gemacht werden. Innerhalb dieser drei Gruppen gab es **keinen** Zusammenhang zwischen geometrischer Form und dem Muster der subchondralen Mineralisierung. In allen drei Gruppen entsprach die Verteilung der Muster der subchondralen Mineralisierung in etwa der Gesamtverteilung.

4.3.3 Aufteilung der geometrischen Variationen der Condyli occipitales

Die Verteilung auf die vier Gruppen wird in Tabelle 19 dargestellt:

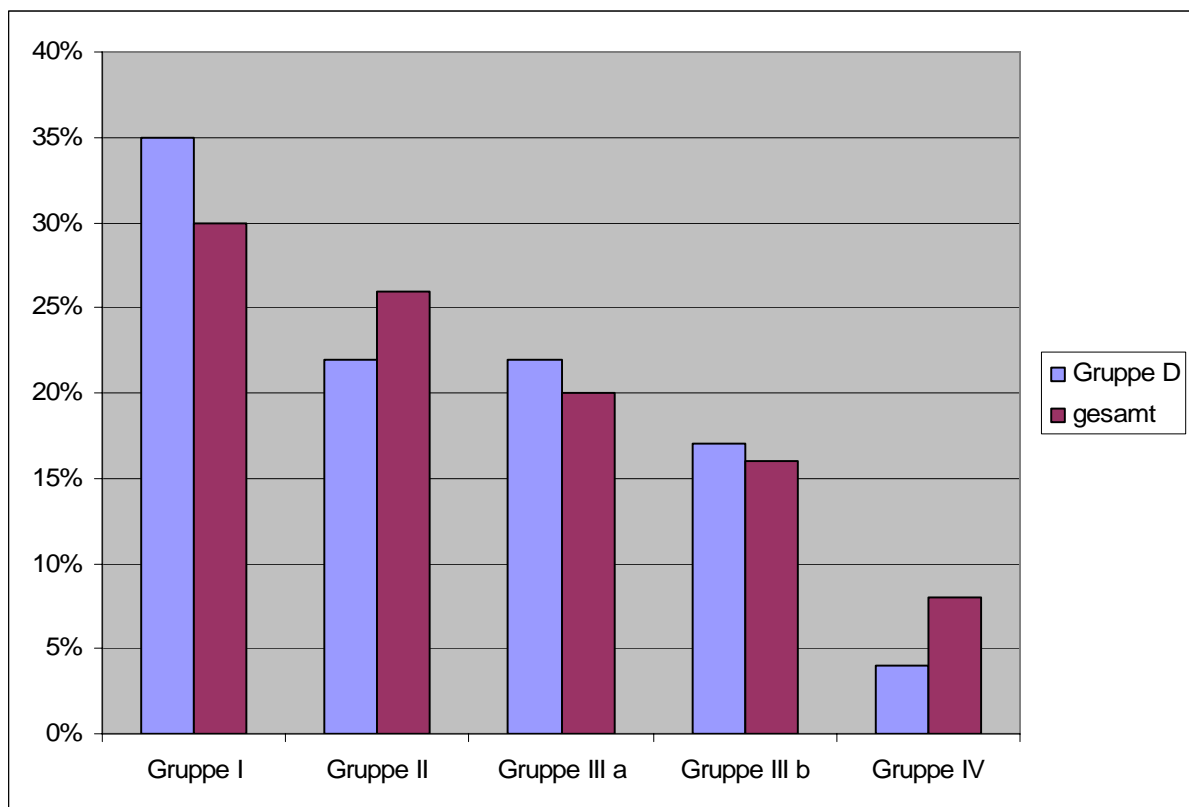
	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D
Gesamt	11 (22 %)	7 (14 %)	9 (18 %)	23 (46 %)
Patienten	2 (8 %)	6 (25 %)	2 (8 %)	14 (59 %)
Mazerierte Präparate	9 (35 %)	1 (4 %)	7 (27 %)	9 (34 %)

Tab. 19: Häufigkeit der geometrischen Gruppen der Condyli occipitales

Am häufigsten kam Gruppe D vor. 46 % der Gelenkflächen konnten dieser Gruppe zugeordnet werden. Auch bei den Condyli occipitales war nur ein kleiner Anteil, und zwar 11 Exemplare (22 %), gänzlich ohne Einziehung.

4.3.4 Vergleich zwischen Mineralisierungsmustern und geometrischen Variationen der Condyli occipitales

Ebenso wie bei den oberen Gelenkflächen des Atlas gab es innerhalb der geometrischen Gruppen **keine** von der Gesamtgruppe stark abweichende Verteilung der subchondralen Mineralisierungsmuster. Die Verteilung innerhalb der geometrischen Gruppen entsprach unter Berücksichtigung der Fallzahlen der Verteilung innerhalb der Gesamtgruppe. Eine Gegenüberstellung für die Verteilung der subchondralen Mineralisierung zwischen Gruppe D, die mengenmäßig die größte ist, wird in Tabelle 20 dargestellt.



Tab. 20: Häufigkeit der Muster der subchondralen Mineralisierung der Condyli occipitales (Gruppe I bis IV) innerhalb der Gesamtgruppe und der Gruppe D (Gruppe mit medialer und lateraler Einziehung)

Zusammenfassung: Bei beiden untersuchten Gelenkflächen war nur ein geringer Anteil (obere Gelenkflächen des Atlas: 22 %, Kondylen des Os occipitale: 12 %) gänzlich ohne Einziehung. Es bestand kein Zusammenhang zwischen geometrischer Form und Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung.

5 Diskussion

5.1 Diskussion des Materials

Die Patientendaten stammten alle aus dem Archiv der radiologischen Abteilung der Ludwig-Maximilians-Universität München. Die Untersuchungen wurden im Rahmen anderweitiger Diagnostik, d. h. also nicht wegen Erkrankungen der Kopfgelenke, durchgeführt. Um eine möglichst physiologische Situation untersuchen zu können, wurden Patienten mit erheblichen degenerativen Erkrankungen im Bereich der Halswirbelsäule von vornherein ausgeschlossen. Sieben Patienten waren zum Zeitpunkt der Erstellung der CT-Aufnahmen unter 40 Jahre alt, sieben über 40 Jahre. Es wurde bewusst darauf Wert gelegt, jüngere Patienten mit in das untersuchte Kollektiv einzubeziehen.

Aus der Zusammensetzung des Patientenkollektivs ergaben sich einige problematische Punkte. So fehlten zu den jeweiligen Patienten weitere anamnestische Angaben wie Beruf, Hobbys oder erlittene Traumata. Insbesondere eine schmerzbedingte Schonhaltung des Kopfes hätte Einfluss auf die „loading history“. Aber auch Angaben von Beruf oder Hobby wären zur Einschätzung der jeweils vorherrschenden Kopfhaltung von Interesse gewesen.

Die Erhebung derartiger Daten gestaltet sich jedoch generell schwierig, da Einzelangaben nur bedingt verwertbar wären. So ist zum Beispiel die Angabe einer sportlichen Betätigung als Hobby wenig hilfreich, da Aussagen über die Beanspruchung der Kopfgelenke nur bei detaillierten Angaben gemacht werden können.

Die mazerierten Präparate entstammten allesamt der anatomischen Sammlung der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Eine mögliche Fehlerquelle bei den verwendeten mazerierten Präparaten stellte die mögliche Änderung der Mineralisierungsdichte durch das Mazerationsverfahren dar. Da bei der Erstellung der Densitogramme jedoch nur die Relativverteilung der Mineralisierung von Bedeutung ist, kam es zu keiner Änderung der Densitogramme durch das Mazerationsverfahren. Dies wurde auch durch die jeweils sehr ähnliche Häufigkeitsverteilung der einzelnen Verteilungsmuster innerhalb der Patientengruppe und der Gruppe der mazerierten Präparate deutlich. Die Bestimmung des Calciumgehaltes pro Flächeneinheit erfolgte allerdings getrennt von den Patientendaten und konnte nur als relativer Vergleichswert innerhalb der mazerierten Präparate, nicht aber als absoluter Wert angesehen werden.

Die Präparate konnten den Personen nicht mehr zugeordnet werden, sodass keine Angaben über die Alters- und Geschlechterverteilung möglich waren. Insbesondere die möglichen Unterschiede des Sterbealters waren hier kritisch zu betrachten. So war eine jünger verstorbene Person weniger durch die Krankheiten des Alters in ihrer Agilität eingeschränkt. Insbesondere die Altersosteoporose übt aufgrund der Immobilisation einen direkten Einfluss auf die mechanische Beanspruchung und damit auf die subchondrale Mineralisierungsdichte aus.

Allerdings ist bei retropektiven Studien an anatomischen Präparaten eine kontrollierte Auswahl der Versuchsbedingungen nicht mehr möglich. So ist es an anatomischen Präparaten kaum möglich, verschiedene Kollektive zu untersuchen. Auch die Auswahl eines engen Intervalls der Altersverteilung wäre nur bei einem sehr großen Pool an auswählbaren anatomischen Präparaten gegeben. Ebenso

würde sich die Auswahl jung verstorbener Patienten aus der Präparatesammlung einer anatomischen Anstalt naturgemäß schwierig gestalten.

Insbesondere wenn man sich vor Augen führt, dass die subchondrale Mineralisierung das Korrelat der langfristigen individuellen Beanspruchung eines Gelenkes ist, sind obige Überlegungen von Interesse. Dennoch war das vorhandene Kollektiv an Zahl und Altersverteilung mit anderen Kollektiven, die mit der CT-OAM an anderen Gelenken untersucht wurden, zu vergleichen.

5.2 Diskussion der Methode

5.2.1 Die CT-Osteoabsorptiometrie

Die Verlässlichkeit und Reproduzierbarkeit der CT-OAM konnte bei einem Vergleich zwischen herkömmlicher Densitometrie und CT-OAM nachgewiesen werden (Müller-Gerbl et al. 1990). Somit stellt die Darstellung der Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte mittels CT-Osteoabsorptiometrie ein verlässliches Verfahren zur Ermittlung der langfristigen Beanspruchungssituation eines Gelenkes dar (Müller-Gerbl 1989, 1998). Aus diesem Grund wurde die CT-OAM bereits für verschiedene Fragestellungen, insbesondere in der Arthrosetforschung, angewendet (Eckstein et al. 1994, Milz et al. 1995).

Mit der CT-OAM war es erstmals möglich, Untersuchungen der langfristigen mechanischen Beanspruchungen eines Gelenkes an Lebenden durchzuführen, da bei der herkömmlichen Densitometrie (Schleicher et al. 1980) keine zersägten Präparatscheiben notwendig waren.

Da diese Methode CT-Aufnahmen als Ausgangsbasis verwendet, könnten sich bei deren Erstellung messtechnische Fehler ergeben haben. Diese konnten aber zum einen aufgrund des hier verwendeten modernen Gerätetyps (Somatom Plus, Siemens Erlangen) vernachlässigt werden. Zum anderen konnte von Müller-Gerbl (1989) nachgewiesen werden, dass geräteabhängige Ungenauigkeiten lediglich ± 4 HU betragen. Diese können aufgrund der Unterschiede von einigen 100 HU vernachlässigt werden, sodass keine relevanten Ungenauigkeiten auftraten.

Da die Fovea dentis und die oberen Gelenkflächen des Atlas senkrecht aufeinanderstehen, wurde immer eine der Gelenkflächen tangential getroffen. Daher stellte der „Partial Volumen Effect“ eine mögliche Fehlerquelle dar. Aufgrund der geringen Schichtdicke wurde dieser Effekt jedoch auf ein Minimum reduziert. Darüber hinaus wurde mithilfe der „Maximum Intensity Projection“ das Voxel der höchsten Dichte an die Oberfläche projiziert, sodass zu niedrige Werte der subchondralen Knochendichte nicht zum Tragen kamen.

5.2.2 Berechnung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte

Zur Bestimmung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte wurde jedem Hounsfieldwert eines Pixels der Densitogramme ein Calciumwert entsprechend der Messung an einem Phantom bekannter Calciumkonzentration zugeordnet.

Die Verlässlichkeit der quantitativen CT-OAM konnte von Müller-Gerbl (1991) gezeigt werden.

Einschränkend muss hierzu jedoch angemerkt werden, dass die Werte nur als relative Vergleichswerte dienen können. Um absolute Vergleichswerte zu erhalten, hätte bei jeder Computertomografie ein Phantom bekannter Calciumkonzentration zusammen mit dem Patienten durchleuchtet werden müssen. Wie von Müller-Gerbl (1991) jedoch nachgewiesen werden konnte, kann im Rahmen einer qualitativen Vergleichsuntersuchung der Grad der Mineralisierung, ohne jeweils ein Referenzphantom zusammen mit dem Patienten durchleuchten zu müssen, problemlos verwendet werden (Müller-Gerbl 1991).

5.2.3 Anzahl, Lokalisation und Einteilung der Dichtemaxima

Zur Bestimmung der Lokalisation der Hauptmaxima bewährte sich in früheren Studien die Verwendung eines Rasters (Linsenmeier et al. 2003). Voraussetzung für die Anwendung eines Rasters ist eine an allen Seiten konvexe Form der Gelenkflächen bzw. eine vergleichbare Form der Gelenkflächen. Für die Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes konnte somit aufgrund der teilweise konkaven Form der medialen oder lateralen Seite der Gelenkflächen keine Rastereinteilung verwendet werden. Ebenso konnte für die Fovea dentis keine Rastereinteilung verwendet werden.

Somit wurde für die Condyli occipitales und die oberen Gelenkflächen des Atlas eine visuelle Bestimmung nach Anzahl und Lage der Hauptmaxima gewählt. Um eine möglichst exakte Einteilung vornehmen zu können, wurde die Zuteilung sämtlicher Muster von verschiedenen voneinander unabhängigen Personen mehrmals durchgeführt.

Da dieses Verfahren keine statistisch bzw. mathematisch exakte Methode war, lagen hierin mögliche Fehlerquellen begründet. Insbesondere konnte bei dieser Methode eine gewisse subjektive Komponente nicht ausgeschlossen werden. Um diesem Umstand vorzubeugen, wurde eine mehrmalige Sortierung von unterschiedlichen voneinander unabhängigen Personen vorgenommen. Für zukünftige Arbeiten mit der CT-OAM an Gelenkflächen, die konkave Anteile oder starke Differenzen in ihrer Form aufweisen, wäre es sicher von Vorteil, ein per Computer standardisiertes Auswertungsverfahren zu entwickeln.

5.2.4 Einteilung der Gelenkflächen nach geometrischen Grundformen

Die Einteilung der Condyli occipitales und der oberen Gelenkflächen des Atlas wurde visuell entsprechend den vier in der Literatur angeführten Grundtypen (Bernhard 1967, Guidotti 1984, Singh 1965, Gottlieb 1994) durchgeführt. Bei dieser Zuordnung war eine gewisse subjektive Komponente ebenfalls nicht auszuschließen. Um dieser Gegebenheit möglichst vorzubeugen, wurde die Sortierung ebenfalls mehrmalig von unterschiedlichen voneinander unabhängigen Personen vorgenommen.

Auch die Studien zur Geometrie der Condyli occipitales (Singh 1965, Gottlieb 1994) und der oberen Gelenkflächen des Atlas (Bernhard 1976, Guidotti 1984) beruhen jeweils auf einer optischen Kategorisierung der Gelenkflächen. Daher war die optische Einteilung der geometrischen Variationen des oberen Kopfgelenkes durchaus als bewährtes Standardverfahren anzusehen.

Die Einteilung entsprechend dem Vorhandensein einer lateralen und/oder medialen Einziehung stellt jedoch lediglich einen Aspekt der Geometrie der Gelenkkörper dar. Einen weiteren Aspekt, der zur Beurteilung der Gelenkmechanik von Interesse wäre, stellt der jeweilige Krümmungsradius der knorpelbedeckten Gelenkfläche dar. Da dieser jedoch weder anhand der Computertomografien für die Patientengruppe noch anhand der mazerierten Präparate aufgrund der fehlenden Knorpelschicht bestimmt werden konnte, konnte dieser in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt werden.

5.3 Diskussion der Auswertung der Dichtemuster und des Mineralisierungsgehaltes der Gelenkflächen

5.3.1 Auswertung des Vergleiches des Mineralisierungsgehaltes zwischen tragenden und rotierenden Gelenkflächen des Atlas

Innerhalb der Patientengruppe war die Fovea dentis statistisch signifikant höher mineralisiert als die tragenden Anteile des Atlas, also die oberen und unteren Gelenkflächen. Entsprechend den Theorien Pauwels (1973) und Kummers (1962, 1978) ist eine erhöhte Mineralisierung die Folge einer erhöhten mechanischen Beanspruchung.

Die oberen Gelenkflächen des Atlas werden vor allem durch die Längskomponente der Gewichtskraft des Kopfes belastet. Diese bewegt sich nach Berechnung von Putz (1993) bei aufrechter Kopfhaltung im Bereich der Gewichtskraft des Kopfes von 50 Newton. Die Fovea dentis hingegen wird in erster Linie durch Schubkräfte belastet, die bei Ventralflexion des Kopfes zu einer wesentlich höheren Belastung als die 50 Newton reines Kopfgewicht führen. Ferner ist die durchschnittliche Fläche der Fovea dentis kleiner als die der oberen oder unteren Gelenkflächen des Atlas. Eckstein et al. (1995) konnten zeigen, dass bei gleich großer auf eine Gelenkfläche einwirkender Kraft die kleinere Gelenkfläche aufgrund der höheren Beanspruchung einen höheren Calciumgehalt pro Flächeneinheit aufweist. Die höhere Mineralisierung der Fovea dentis ist also als Ausdruck der höheren mechanischen Beanspruchung, die zum einen durch eine höhere Belastung, zum anderen durch eine geringere Fläche hervorgerufen wird, zu interpretieren. Die hohe Beanspruchung der Fovea dentis und damit des medianen unteren Kopfgelenkes dürfte auch ein Grund dafür sein, dass Prescher (1988) bei 88 % der über 61-Jährigen degenerative Veränderungen an diesem Gelenk feststellte.

Der Zusammenhang zwischen auftretender Belastung und dadurch hervorgerufener erhöhter Beanspruchung, deren morphologisches Korrelat eine erhöhte Mineralisierung ist, konnte von Müller-Gerbl (1993) auch an der Cavitas glenoidalis nachgewiesen werden. So wiesen Sportler, deren Gelenk auch einer erhöhten Belastung ausgesetzt war, ebenfalls eine wesentlich erhöhte Mineralisierung pro Flächeneinheit auf.

5.3.2 Auswertung der Dichtemuster der Condyli occipitales

Die Auswertung der Hauptmaxima der Condyli occipitales ergab insgesamt ein Verteilungsmuster mit erhöhter Mineralisierung im zentralen und im dorsalen Bereich. Den Hauptgruppen I und II (zentromediales bzw. dorsomediales Hauptmaximum) konnten 56 % der Präparate zugeordnet werden. Somit verfügten 56 % der Präparate über lediglich ein Hauptmaximum, während 36 % der Präparate über zwei oder mehrere Hauptmaxima verfügten.

Der Versuch, diese Resultate mit Angaben aus der Literatur zu vergleichen, gestaltete sich aus mehreren Gründen relativ schwierig. So fanden sich in der Literatur keine umfangreichen Studien über Kontaktflächen im Bereich des oberen Kopfgelenkes. Zum anderen ist die mit der CT-OAM ermittelte Verteilung der subchondralen Mineralisierungsdichte als Äquivalent der langfristigen mechanischen Beanspruchung zu sehen. Aufnahmen mit drucksensitiven Filmen und ähnlichem

hingegen stellen eine Momentaufnahme der Kontaktflächen bei verschiedenen Bewegungen dar.

Von Gutmann (1960), Lewit und Krausova (1963) sowie Mercer und Bogduk (2001) konnte gezeigt werden, dass es bei einer Ventralflexion des Kopfes zu einem Kippen des Atlas auf dem Axis und damit zu einer Annäherung des hinteren Atlasbogens an das Os occipitale kommt. Auf diese Weise kommt es zu einer Kompression und damit zu einer Kraftübertragung im zentralen und im dorsalen Anteil des oberen Kopfgelenkes. Gleichzeitig kommt es im anterioren Anteil des Gelenkes zu einer Entlastung. Die eigentlichen Kontaktflächen im oberen Kopfgelenk sind also, sobald der Atlas auf dem Axis nach vorne kippt, auf den zentralen und den dorsalen Bereich beschränkt. Da man in der Regel bei jeder Tätigkeit im Sitzen nach vorne unten blickt, ist die Ventralflexion anteilmäßig eine durchaus häufig eingenommene Kopfposition. Bereits Knese (1949/50) unterschied zwischen einer Arbeits- und einer Gewohnheitshaltung: Bei der Arbeitshaltung ist der Kopf nach vorne gebeugt, während man bei der Gewohnheitshaltung geradeaus blickt. Da bei der Ventralflexion aufgrund des erhöhten Drucks im zentralen und im dorsalen Bereich eine erhöhte Beanspruchung in diesem Anteil der Gelenkfläche erfolgt, stimmt die höhere Mineralisierung im zentralen und im dorsalen Bereich gut mit den Ergebnissen von Gutmann (1960) sowie Mercer und Bogduk (2001) überein. Da die Dauer der durchschnittlichen Ventralflexion individuell, je nach Beruf, Hobby usw., stark variiert, ist auch die Lage der Kontaktflächen individuell, je nach Kopfhaltung, unterschiedlich. Daher ist es durchaus möglich, dass der Unterschied zwischen Gruppe I und Gruppe II auf die anteilmäßig erhöhte Ventralflexion und damit auf die erhöhte Dorsalbeanspruchung zurückzuführen ist.

Koebke und Brade (1979) schlossen aus den arthrotischen Veränderungen des medialen unteren Kopfgelenkes, dass die Kippbewegung des Atlas im Alter stark eingeschränkt ist. Daher wäre es interessant, ob Muster I als Folge der zentralen Kraftübertragung bei eingeschränktem Abkippen des Atlas gehäuft auftritt. Aufgrund der fehlenden Alterszuteilung der mazerierten Präparate und der divergierenden Altersverteilung der Patientengruppe war dies in dieser Arbeit jedoch nur eingeschränkt möglich.

Für die Entstehung der Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung sind mehrere Faktoren von Bedeutung, die von Müller-Gerbl folgendermaßen zusammengefasst wurden:

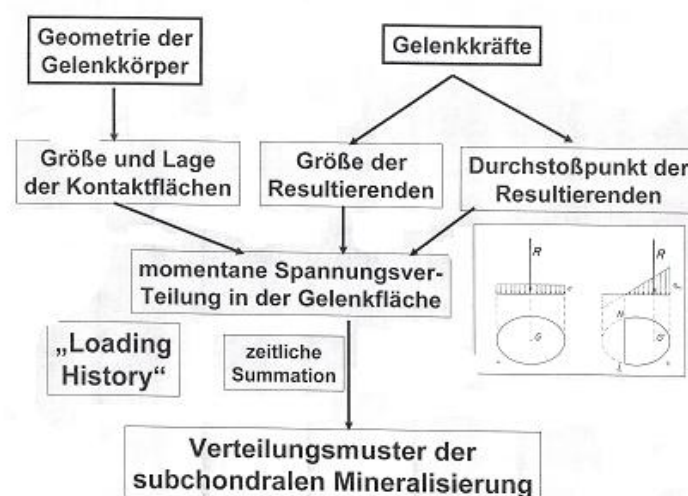


Abb. 41: Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Verteilung der subchondralen Mineralisierung einer Gelenkfläche; Müller-Gerbl 1998

Einer dieser Faktoren ist der Durchtrittspunkt der Gelenkresultierenden. Victorin und von Norden (1986) konstruierten den Durchtrittspunkt der Kraftresultierenden im zentralen Bereich des oberen Kopfgelenkes. Die Kraftresultierende setzt sich aus dem Schwerkraftvektor und dem Summenvektor der Muskelkraft zusammen. Der Schwerkraftvektor setzt am Schwerpunkt des Kopfes an und verläuft senkrecht nach unten (Knese 1949/50). Berücksichtigt man zur Vereinfachung nur die großen Muskeln, so verläuft der Summenvektor der Muskelkraft nach schräg vorne unten. Der Momentandrehpunkt des oberen Kopfgelenkes wurde von Knese (1949/50) einen Zentimeter dorsal der Fissura tympanomastoidea lokalisiert, wobei dieser aufgrund der unterschiedlichen Krümmungen der Condyli occipitales um einen Zentimeter nach ventral oder dorsal wandert. Dementsprechend ergibt sich anhand eines Fernröntgenseitenbildes einer Halswirbelsäule folgender Verlauf und Durchtrittspunkt der Gelenkresultierenden:

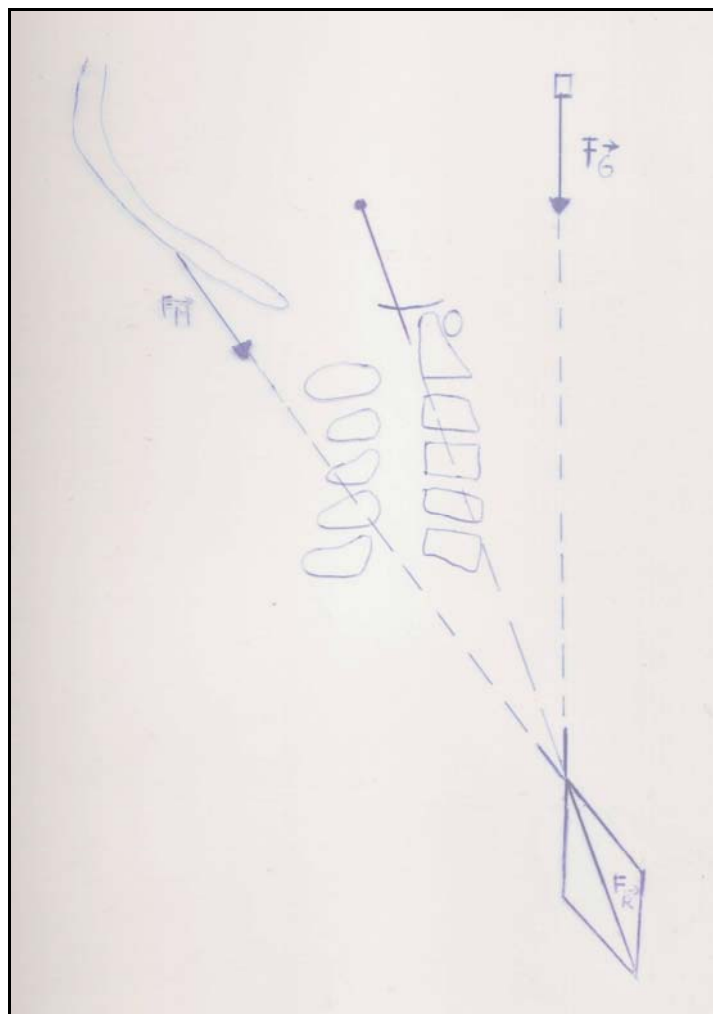


Abb. 42: Durchtrittspunkt der Gelenkresultierenden durch das obere Kopfgelenk;
Kummer 1981

Da sich der Durchtrittspunkt der Gelenkresultierenden im zentro-dorsalen Bereich befindet, ist die allen Verteilungsmustern der subchondralen Mineralisierung gemeinsame geringe Mineralisierung im anterioren Bereich bzw. die erhöhte Mineralisierung im zentro-dorsalen Bereich eine mögliche Folge des Durchtrittspunktes der Gelenkresultierenden. Ein wichtiger Teilaspekt der

Gelenkresultierenden ist, wie besprochen, die Resultierende der Muskelkraft. Bedingt durch die große Zahl der auf das obere Kopfgelenk einwirkenden Muskeln konnten nur die großen Muskeln berücksichtigt werden, sodass es für die Zukunft ohne Zweifel von Nutzen wäre, über eine computergestützte exakte Berechnung der Resultierenden aller Muskeln zu verfügen. Dennoch sollte das Ausmaß möglicher Änderungen aufgrund der geringen Kraft der „kleinen“ Muskeln relativ gering sein.

Entsprechend den theoretischen Grundlagen der mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes von Kummer (1962) ist die zentrale Belastung eines Gelenkes biomechanisch besonders günstig, da in diesem Fall ungünstige Biegebeanspruchungen soweit wie möglich reduziert werden. So ist Muster I (zentromediales Maximum) als biomechanisch günstig anzusehen. Nach diesen Überlegungen müsste die Beanspruchung konzentrisch vom Maximum ausgehend abfallen. Betrachtet man die einzelnen Densitogramme, die der Gruppe I zugeordnet wurden, so stellt man fest, dass dies bei den meisten Mustern zutrifft.

Trifft die Gelenkresultierende weiter dorsal auf die Gelenkflächen, so muss sich nach Kummers Überlegungen eine erhöhte Beanspruchung im dorsalen Bereich ergeben. Je näher die Kraftresultierende an den Rand der Gelenkfläche rückt, desto größer ist die Beanspruchung der Gelenkfläche, da die mechanisch ungünstige Biegebeanspruchung zunimmt. Von Knese (1949/50), Bernhard (1976) und Guidotti (1984) wurde auf die individuell stark unterschiedlichen Krümmungsverhältnisse der Condyli occipitales hingewiesen. Bedingt durch diese ist individuell ein weiter dorsal liegender Durchtrittspunkt der Kraftresultierenden als Erklärung von Muster II, dessen Hauptmaximum weiter dorsal begann und sich weiter nach dorsal erstreckte, zu erwarten.

Weitere Ursachen einer höheren Beanspruchung eines Gelenkflächenanteils sind nach Kummer (1962) eine Verkleinerung der Kontaktflächen sowie eine Erhöhung der Belastung.

Eckstein et al. (1995, 1997) konnten anhand der Verteilung der subchondralen Mineralisierungsdichte der Incisura ulnaris des Humeroulnargelenkes zeigen, dass bei gleichmäßiger Krümmung von Gelenkkopf und Pfanne ein zentrales Maximum in der Mitte der Gelenkpfanne entsteht. Sind die Gelenkflächen aufgrund einer unterschiedlichen Krümmung von Gelenkkopf und Pfanne inkongruent, so treten zwei Maxima, je eines ventral und dorsal, auf. Nach Eckstein et al. (1995) trat dieser Effekt bei zweigeteilten Gelenken wesentlich häufiger auf.

Für das obere Kopfgelenk sind für das Auftreten mehrerer Maxima ebenfalls unterschiedliche Krümmungsradien von Kondylus und oberer Gelenkfläche des Atlas in Betracht zu ziehen. Knese (1949/50) stellte bei genauer Vermessung der Krümmungsradien fest, dass „die Kondylen kein genauer Abguss der oberen Gelenkflächen des Atlas sind“. Die Kondylen sind im Vergleich zur oberen Gelenkfläche des Atlas jedoch nicht nur in anterior-posteriorer Richtung unterschiedlich gekrümmt, sondern auch in medial-lateraler Richtung (Knese 1949/50). Da nach obigen Erwägungen der anteriore Teil des Gelenkes kaum beansprucht wird, befinden sich die Zonen höherer Beanspruchung im dorsalen Anteil. Kommt es aufgrund ähnlicher Krümmungsverhältnisse der Condyli occipitales und der oberen Gelenkfläche des Atlas zu Kontaktflächen im lateralen und medialen Teil, so treten zwei Maxima auf. Ist der Kondylus jedoch wesentlich stärker als die obere Gelenkfläche des Atlas gekrümmt, so kommt es nur zu einem Kontakt im medialen Bereich. Im lateralen Bereich hingegen kommt es zu einem Klaffen der Gelenkflächen, sodass dort keine Kraftübertragung stattfindet. Für die ähnlichen Krümmungsradien der beiden Gelenkflächen bei lateralem und medialem Maximum

spricht auch, dass die beiden Maxima durch eine Zone höherer Mineralisierung verbunden sind. Auf diese Weise wäre das Auftreten eines weiteren lateralen Maximums zu erklären, woraus sich das Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte von Gruppe III erklären ließe.

Muster III b unterscheidet sich von Muster III a durch ein zusätzliches zentro-mediales Maximum. Unter Berücksichtigung des oben erwähnten Mechanismus des Abkippen des Atlas je nach Kopfposition, ist bei Patienten mit unterschiedlicher Kopfposition ein weiter nach zentral verlagertes Kontaktbereich von Bedeutung. So tritt bei geringer Abkipfung eine Kraftübertragung im zentralen Bereich, bei starker Abkipfung eine Kraftübertragung im dorsalen Bereich auf. Kommt es aufgrund der individuellen Kopfhaltung des Patienten zu einer Kombination der beiden „Abkipfmuster“, so tritt ein zusätzliches weiter nach anterior verlagertes Maximum im zentralen Bereich der Gelenkfläche auf. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine Kongruenz bzw. eine negative Inkongruenz in anterior-posteriorer Richtung zwischen den Gelenkflächen.

Zusammenfassung: Die erhöhte Mineralisierung der Condyli occipitales kann also zum einen aufgrund des Durchtrittspunktes der Gelenkresultierenden erklärt werden. Je nachdem, ob dieser etwas weiter ventral oder dorsal lokalisiert ist, entsteht Muster I oder Muster II. Zum anderen stellt die durch das Abkippen des Atlas bedingte Lage der Kontaktflächen eine weitere Erklärungsmöglichkeit der erhöhten dorsalen Beanspruchung dar. Muster III kann durch unterschiedliche Krümmungsverhältnisse zwischen kranialen und kaudalen Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes erklärt werden.

5.3.3 Auswertung der Dichtemuster der oberen Gelenkflächen des Atlas

Die Auswertung der oberen Gelenkflächen des Atlas ergab ebenfalls eine erhöhte Beanspruchung im zentralen und/oder dorsalen Anteil der Gelenkflächen. Der anteriore Bereich der Gelenkflächen war bei allen Präparaten hingegen nur gering mineralisiert, d. h. es traten keine Maxima auf.

Auch für die oberen Gelenkflächen des Atlas gab es in der Literatur kaum Informationen bezüglich der Kontaktflächen der Gelenke.

Nach theoretischen Erwägungen von Kummer (1962) und Pauwels (1965) gibt es für eine höhere Beanspruchung und damit eine höhere subchondrale Mineralisierung drei Ursachen: eine höhere Belastung, die Lage des Durchtrittspunktes der Kraftresultierenden und die Lage der Kontaktflächen.

Bezüglich der zentral und dorsal erhöhten Mineralisierungsdichte der subchondralen Knochenplatte (Verteilungsmuster I und III) lassen sich prinzipiell dieselben Überlegungen wie für die Condyli occipitales anstellen.

Die Gruppen I und II wiesen jeweils ein zentrales Maximum auf, das medial (Gruppe I) oder lateral (Gruppe II) lokalisiert sein konnte. Da bei den Patienten eine unterschiedliche Belastung als Ursache der unterschiedlichen Maximallokalisierung nicht infrage kam, war die Verteilung entweder durch eine Änderung der Kontaktflächen oder durch eine Änderung des Durchtrittspunktes der Kraftresultierenden zu erklären.

So kann die biomechanische Begründung für Muster II zum einen in einem lateralen Durchtrittspunkt der Kraftresultierenden liegen. Da, wie bereits erwähnt, die Krümmungsradien in medial-lateraler Richtung individuell stark differieren, ist zum anderen eine lateral liegende Kontaktzone eine weitere mögliche Erklärung.

5.3.4 Auswertung des Vergleiches zwischen linker und rechter Gelenkfläche

Der Vergleich des Calciumgehaltes pro Flächeneinheit zwischen jeweiliger linker und rechter Gelenkfläche des oberen Kopfgelenkes ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied. Dies lässt auf eine gleichmäßige Beanspruchung von linker und rechter Gelenkfläche schließen. Aufgrund der Schwerpunktlage des Kopfes ist dessen Gewichtskraft auf beide Gelenkflächen gleichmäßig verteilt. Darüber hinaus konnten bei einem interindividuellen Vergleich der durchschnittlichen Größe von rechtem und linkem Kondylus und von rechter und linker oberer Gelenkfläche des Atlas keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Francis 1955). Daher war kein Unterschied des Calciumgehalts pro Flächeneinheit zwischen linker und rechter Gelenkfläche zu erwarten.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei 47 % der Condyli occipitales und bei 44 % der oberen Gelenkflächen des Atlas die rechte Gelenkfläche einem anderen Verteilungsmuster als die linke zugeordnet. Daher traten bei einem erheblichen Anteil der untersuchten Patienten intraindividuelle Unterschiede zwischen rechter und linker Gelenkfläche bezüglich der Beanspruchungsverteilung auf. Nach Müller-Gerbl (1991) gibt es drei mögliche Ursachen einer unterschiedlichen Beanspruchung (vgl. Abb. 41). Aufgrund obiger Überlegungen ist eine unterschiedlich große Kraftresultierende auszuschließen.

Von mehreren Autoren wurden erhebliche intraindividuelle Unterschiede bezüglich Form und Größe zwischen rechter und linker Gelenkfläche des oberen Kopfgelenkes beschrieben (Knese 1949/50, Bernhard 1976, Guidotti 1984). So ist in Betracht zu ziehen, dass sich aufgrund der unterschiedlichen Geometrie zwischen rechter und linker Gelenkfläche, insbesondere aufgrund der unterschiedlichen Krümmungsverhältnisse, die Lage der Kontaktflächen ändert. So konnte Gottlieb (1994) zeigen, dass sich linke und rechte Gelenkfläche der oberen Gelenkflächen des Atlas besonders hinsichtlich ihrer Krümmung unterscheiden. Allerdings wurde obige Studie durch Messungen an mazerierten Präparaten durchgeführt, wodurch die Anwendbarkeit auf Kontaktzonen einzuschränken ist. Da aber die Krümmungsradien der Gelenkflächen nach obigen Erwägungen eine wesentliche Rolle beim Zustandekommen der Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung spielen, dürfte in deren seitenbezogenen Unterschieden ein wesentlicher Grund der intraindividuellen Differenzen begründet liegen.

Zusammenfassung: Die Gesamtbeanspruchung der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes war im interindividuellen Seitenvergleich gleich hoch. Bei jeweils knapp der Hälfte der untersuchten Gelenkflächen wurden im intraindividuellen Vergleich links andere Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte als rechts gefunden. Dies könnte durch die häufig auftretenden geometrischen Unterschiede zwischen linker und rechter Gelenkfläche erklärt werden.

5.3.5 Auswertung des Vergleiches zwischen korrespondierenden Gelenkflächen

Der Mineralisierungsgehalt der oberen Gelenkflächen des Atlas, also der konkaven Gelenkfläche, war statistisch signifikant höher als der Mineralisierungsgehalt der Condyli occipitales, also der konvexen Gelenkflächen. Die Condyli occipitales waren um 20 % höher mineralisiert.

Diese Resultate stimmen gut mit den Ergebnissen von Simkin et al. (1980) überein. Diese fertigten Schnitte der Hüft- und Schultergelenke an und maßen mithilfe von Röntgenaufnahmen die Dicke der subchondralen Knochenplatte. Sie fanden heraus, dass die subchondrale Knochenplatte der konkaven Gelenkfläche in der Regel statistisch signifikant dicker als die der konvexen Gelenkfläche ist. Diese Resultate wurden von Dewire und Simkin (1996) für die Hüftgelenke von Primaten bestätigt.

Von mehreren Autoren wurde ein höherer Mineralisierungsgehalt einer subchondralen Knochenplatte als Parameter für eine erhöhte mechanische Beanspruchung gedeutet. So interpretierte Eckstein (1993) den erhöhten Mineralisierungsgehalt der Patella, den er bei Untersuchungen zum Zusammenhang zwischen subchondraler Mineralisierung und Chondromalazia patellae nachwies, als Parameter einer erhöhten mechanischen Beanspruchung.

Die Ursache dieser erhöhten Beanspruchung wurde von Eckstein et al. (1995) für das Humeroulnargelenk in der unterschiedlichen Fläche der einzelnen Gelenkanteile gesehen. Da die konkave Fläche kleiner war, war ein vergleichbarer mechanischer Stress über eine kleinere Fläche verteilt, was zu einer höheren Beanspruchung führte. Mysorekar und Nandedkar (1986) verglichen die Oberfläche von Kondylen und oberen Atlasgelenkflächen. Die Kondylen verfügten über eine durchschnittliche Oberfläche von 209 mm², die oberen Gelenkflächen des Atlas über 178,2 mm². Daher kann die Ursache der höheren Mineralisierung der konkaven Gelenkfläche, also der oberen Gelenkfläche des Atlas, auch in einer erhöhten Beanspruchung aufgrund einer kleineren Gelenkfläche gesehen werden.

Betrachtet man die Muster der subchondralen Mineralisierungsdichte, so waren die Muster I, III a und III b für die Condyli occipitales und die oberen Gelenkflächen des Atlas identisch. Lediglich Gruppe II der Condyli occipitales war anders als Gruppe II der oberen Gelenkflächen des Atlas. Beide befanden sich jedoch im zentralen Anteil der Gelenkfläche; lediglich die medial-laterale Orientierung war unterschiedlich. Findet man bei einem Individuum beispielsweise eine erhöhte Mineralisierung im zentromedialen Bereich, so lässt sich daraus unter Berücksichtigung der „loading history“ schließen, dass die Kraftübertragung in erster Linie in diesem Anteil der Gelenkfläche stattgefunden haben muss. Generell ist die erhöhte subchondrale Mineralisierung die Folge der Lage der Kontaktflächen oder der einfallenden Gelenkresultierenden. Da diese Faktoren jeweils auf beide Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes wirken, bestätigt die Übereinstimmung der gefundenen Muster zwischen Condyli occipitales und Facies superiores atlantis obige Erläuterungen zum Zustandekommen der einzelnen Muster.

Eine besonders hohe intraindividuelle Übereinstimmung wies Muster III auf. Müller-Gerbl et al. (1993) folgerten aus der Verteilung der subchondralen Mineralisierung der Cavitas glenoidalis, dass die Inkongruenz bei Kugelgelenken die physiologisch optimale Form zur Kraftübertragung und zur Ernährung des belasteten Knorpels ist. Bullough (1981, 1983) vermutete ebenfalls, dass inkongruente Gelenkflächen zu einer optimalen Belastungsverteilung und Knorpelernährung führen. Bei einer nach dorsal verschobenen Beanspruchung treten hohe physiologisch ungünstige Biegebeanspruchungen auf. Unter Berücksichtigung der Arbeiten von Bullough (1983) und Müller-Gerbl (1993) scheint es für das Gelenk physiologisch günstig zu

sein, hohe Biegebeanspruchungen, die durch eine extraaxiale Beanspruchung hervorgerufen werden, auf mehrere Maxima zu verteilen.

Wie bereits erwähnt, wies lediglich Muster II der kranialen Gelenkflächen des Atlas kein entsprechendes Pendant auf. In der Patientengruppe wurde Muster II der oberen Gelenkflächen des Atlas zu 75 % Muster I der Condylus occipitales zugeordnet. So scheint es durchaus möglich, dass die erhöhte Mineralisierung im lateralen Bereich durch die Kombination von sehr schmalen Condylus occipitales und sehr weiten Facies superiores atlantis entsteht, sodass der kraftübertragende Bereich durch die unterschiedliche Ausformung der Gelenkflächen in medial-lateraler Richtung versetzt wirkt.

5.4 Diskussion der Auswertung der geometrischen Variationen

5.4.1 Auswertung der geometrischen Variationen des oberen Kopfgelenkes

Die Einteilung wurde entsprechend der geometrischen Umrissform vorgenommen. Vergleicht man die prozentualen Anteile der einzelnen Formen der oberen Gelenkflächen des Atlas mit den Ergebnissen von Singh (1965), so finden sich bezüglich der prozentualen Anteile der jeweiligen Form deutliche Unterschiede. So war der Anteil der Gelenkflächen mit beidseitiger Einziehung geringer als von Singh (1965) ermittelt; der Anteil der lediglich medial eingezogenen Gelenkflächen höher. Dies mag zum einen in der unterschiedlichen Definition, wann eine Einziehung vorhanden ist, liegen. Zum anderen ist, wie erwähnt, die optische Einteilung kein mathematisch exaktes Verfahren, sodass durchaus betrachterabhängige Unterschiede entstehen können.

Die Condyli occipitales wurden ebenfalls entsprechend der geometrischen Grundform in vier Grundtypen eingeteilt. Da es in der Literatur an exakten Angaben zur statistischen Verteilung auf die einzelnen Grundmuster fehlte, war es nicht möglich, Vergleiche zwischen der hier gefundenen Verteilung und anderen Verteilungen durchzuführen.

5.4.2 Auswertung des Vergleiches zwischen geometrischen Variationen und Dichtemuster für das obere Kopfgelenk

Eckstein et al. (1995) folgerten aus den Verteilungsmustern der subchondralen Mineralisierung der Gelenkpfanne des Humeroulnargelenkes, dass bei einer medialen und lateralen Einziehung der Gelenkfläche ein bizentrisches Verteilungsmuster häufiger auftritt. Bei keiner Einziehung hingegen trat ein zentrales Maximum häufiger auf.

Kummer (2005) vermutete ebenfalls, dass die Einziehung durch die anteriore und posteriore Kontaktübertragung infolge einer Inkongruenz bedingt ist. Er schreibt hierzu: „Im Atlantooccipitalgelenk sind die Knorpelüberzüge der Atlasfacetten oder der Kondylen nicht selten unterteilt, ein Hinweis darauf, dass auch hier der Krümmungsradius des konvexen Partners um ein wenig größer sein kann als der Radius des konkaven Partners.“

Im Rahmen dieser Arbeit konnte für das obere Kopfgelenk kein Zusammenhang zwischen subchondralem Mineralisierungsmuster und dem Vorhandensein einer lateralen und medialen Einziehung gefunden werden. Die einzelnen Muster traten bei keiner geometrischen Form gehäuft auf.

Bedenkt man nochmals die Verteilung der subchondralen Knochendichte, so war der anteriore Bereich der Gelenkflächen stets gering mineralisiert. Die Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung waren also zu denjenigen, bei denen ein Zusammenhang zwischen dem Vorhandensein einer Einziehung und dem Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte gefunden wurde, gänzlich unterschiedlich. Da also die Beanspruchung der Gelenkflächen in der Regel dorsal des Bereiches der möglichen Einziehung lag, liegt hierin eine mögliche Begründung dieses Ergebnisses.

Ferner ist das obere Kopfgelenk als Teil der gesamten Kopfgelenke von seiner Struktur kaum mit dem Humeroulnargelenk zu vergleichen.

Von mehreren Autoren wurde auf individuell stark unterschiedliche Krümmungsradien der einzelnen Gelenkflächen hingewiesen (Knese 1949/50, Guidotti 1984, Gottlieb 1994). Diesen unterschiedlichen Krümmungsradien wurde, insbesondere bei der obigen Erklärung der Beanspruchungsverteilung, eine größere Bedeutung beigemessen. Wie erwähnt, konnte die Krümmung der überknorpelten Gelenkflächen nicht ermittelt werden. Daher wäre es im Rahmen einer weiteren Arbeit durchaus von Interesse, einen Zusammenhang zwischen der subchondralen Mineralisierung und der Krümmung der jeweiligen Gelenkflächen zu untersuchen bzw. zu bestätigen.

Zusammenfassung: Es konnte kein Zusammenhang zwischen dem Auftreten einer medialen und/oder lateralen Einziehung und der subchondralen Mineralisierungsverteilung gefunden werden. Ein Zusammenhang zwischen der Geometrie der Gelenkflächen, insbesondere im Hinblick auf den Krümmungsradius der Gelenkflächen, und der Beanspruchungsverteilung ist aber nach obigen theoretischen Erwägungen durchaus wahrscheinlich.

6 Zusammenfassung

Die Kopfgelenke sind nach wissenschaftlichen Arbeiten, u. a. von Prescher (1988), durchaus häufig von arthrotischen Veränderungen betroffen. Arthrose entsteht nach aktueller Lehrmeinung durch ein Missverhältnis zwischen Beanspruchung und Leistungsfähigkeit eines Gelenkes. Daher ist das Wissen um die physiologische Beanspruchung der oberen Kopfgelenke unter anderem ein wesentlicher Faktor zum besseren Verständnis der Ursachen und der Entstehung der Arthrose in den Kopfgelenken. Nach Arbeiten von Pauwels (1955, 1963), Kummer (1985) und Müller-Gerbl (1989, 1990, 1991) ist die Mineralisierungsverteilung der subchondralen Knochenplatte ein Korrelat der langfristigen mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes und erlaubt damit Aussagen zur Funktionsweise und zur Mechanik eines Gelenkes. Zur Ermittlung dieser Mineralisierungsverteilung wurde die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) entwickelt (Müller-Gerbl 1989, 1990, 1991, 1993, 1998), mit der erstmals eine Methode zur Verfügung stand, die auch am lebenden Patienten eingesetzt werden konnte.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zur Ermittlung der Beanspruchungsverteilung und der Gesamtbeanspruchung der Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes mit der CT-OAM sog. „Densitogramme“, also Darstellungen der Mineralisierungsverteilung der Gelenkflächen, von 50 Condyli occipitales und 76 oberen Gelenkflächen des Atlas angefertigt. Die der CT-OAM zugrunde liegenden CT-Aufnahmen entstammten zwei Kollektiven: 24 Condyli occipitales und 28 obere Gelenkflächen des Atlas stammten von CT-Aufnahmen von Patienten der radiologischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität, 26 Condyli occipitales und 48 obere Gelenkflächen des Atlas stammten aus der Präparatesammlung der Ludwig-Maximilians-Universität.

Nach Sortierung und Gruppeneinteilung der Densitogramme, je nach Lage und Anzahl der Maxima der subchondralen Mineralisierung, wurden sowohl für die Condyli occipitales als auch für die Facies articulares superiores atlantis drei Hauptgruppen gefunden, von denen eine nochmals in zwei Untergruppen unterteilt werden konnte. Allen Gruppen gemein waren die geringere Mineralisierung im anterioren Bereich der Gelenkflächen und die höhere Mineralisierung im zentralen und dorsalen Bereich der Gelenkflächen, sodass die Beanspruchung und damit auch die Gefahr der übermäßigen Beanspruchung im zentralen und im dorsalen Gelenkanteil als wesentlich höher anzusehen sind. Die einzelnen Gruppen unterschieden sich in erster Linie durch die Zahl und die genaue Lokalisation der Maxima im zentro-dorsalen Anteil der Gelenkflächen. Die für die Condyli occipitales gefundenen Verteilungsmuster waren mit den für die oberen Gelenkflächen des Atlas gefundenen Verteilungsmustern, mit Ausnahme einer Gruppe, identisch. Die prozentuale Verteilung auf die einzelnen Gruppen variierte jedoch zwischen den Condyli occipitales und den oberen Gelenkflächen des Atlas. Die Ursache der erhöhten Beanspruchung im zentro-dorsalen Anteil der Gelenkflächen ist zum einen im Durchtrittspunkt der Gelenkresultierenden, der je nach Kopfhaltung im zentralen oder dorsalen Anteil der Gelenkfläche lokalisiert ist, und zum anderen in der Lage der Kontaktflächen zu sehen. Insbesondere durch ein von mehreren Autoren (Gutmann 1960, Lewit und Krausova 1963, Mercer und Bogduk 2001) beschriebenes Abkippen des Atlas auf dem Axis bei einer Ventralflexion des Kopfes kommt es zu einer Reduktion des Kontaktbereiches zwischen den Gelenkflächen auf den posterioren Anteil derselben. Da sowohl die Lage der Gelenkresultierenden als auch die exakte Lage der Kontaktflächen von der jeweiligen Kopfhaltung beeinflusst werden, spielt

die Kopfhaltung eine wesentliche Rolle für die Beanspruchung des oberen Kopfgelenkes. Diese wird umso höher und umso ungünstiger, je weiter der Kopf nach vorne geneigt ist.

Ebenso scheint die Inkongruenz der Gelenkflächen, die durch Untersuchungen an anderen Gelenken als biomechanisch besonders günstig beurteilt wird (Eckstein 1995), eine Rolle bei der Verteilung der Maxima zu spielen. Insbesondere das Auftreten eines lateralen Maximums ist von den medial-lateralen Krümmungsverhältnissen der konkaven und konvexen Gelenkflächen abhängig.

Es wurden weder für die Condyli occipitales noch für die oberen Gelenkflächen des Atlas interindividuelle Unterschiede der Beanspruchung im Seitenvergleich gefunden, was aufgrund der gleichmäßigen Verteilung der Gewichtskraft des Kopfes (Putz 1993) und der interindividuell im Seitenvergleich gleich großen Gelenkflächen (Francis 1955) folgerichtig war. Allerdings traten häufig intraindividuell unterschiedliche Verteilungsmuster auf, die durch die intraindividuell häufig unterschiedliche Geometrie der Gelenkflächen erklärt werden können.

Die Gesamtmineralisierung und damit die Beanspruchung der oberen Gelenkflächen des Atlas, also der konkaven Gelenkflächen, waren statistisch signifikant höher als die der Condyli occipitales, also der konvexen Gelenkflächen des oberen Kopfgelenkes. Dies ist auf die größere Fläche der Kondylen und damit auf die geringere Beanspruchung pro Fläche zurückzuführen; eine Gegebenheit, die von Simkin et al. (1980) für mehrere Gelenke des Körpers nachgewiesen werden konnte. Es konnte kein Zusammenhang zwischen der Beanspruchungsverteilung und dem Vorhandensein einer medialen und/oder lateralen Einziehung der Gelenkflächen gefunden werden. Die Maxima der mechanischen Beanspruchung waren unabhängig von der geometrischen Umrissform der Gelenkflächen lokalisiert.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde erstmals eine Analyse der physiologischen Beanspruchungsverteilung des oberen Kopfgelenkes an lebenden Patienten durchgeführt. Für zukünftige wissenschaftliche Arbeiten wäre eine weitere Analyse der Beanspruchungsverteilung von Patienten mit starken degenerativen Veränderungen von Interesse, sodass mithilfe der CT-OAM Möglichkeiten einer Frühdiagnostik von degenerativen Erkrankungen des oberen Kopfgelenkes geschaffen werden könnten. Auf diese Weise könnte die CT-OAM nicht nur ihren Platz in der wissenschaftlichen Forschung einnehmen, sondern sich zu einem diagnostisch wertvollen Verfahren entwickeln, wobei die Indikation aufgrund der Strahlenbelastung sorgfältig gestellt werden muss.

7 Anhang

	links	rechts
Atl-1	II	V
Atl-3	I	I
Atl-5	IIIa	IIIa
Atl-11	II	II
Atl-12	II	II
Atl-20	IIIb	IIIb
Atl-21	IIIb	IIIb
Atl-22	IV	IIIb
Atl-23	IIIa	IIIa
Atl-24	IIIb	IIIa
Atl-25	IIIa	IIIa
Atl-26	IIIb	IIIb
Atl-27	I	IIIa
Atl-28	II	IIIb
Atl-29	IIIb	IIIb
Atl-30	I	IIIb
Atl-31	IIIb	IIIb
Atl-32	IIIa	IIIa
Atl-34	IIIb	II
Atl-35	I	I
Atl-36	II	II
Atl-37	IIIa	IIIb
Atl-38	IIIb	IIIb
Atl-39	IIIb	IIIb
Patient 1	IIIb	I
Patient 2	IIIa	IIIa
Patient 3	IIIb	IIIa
Patient 4	IIIb	IIIb
Patient 5	IIIa	IIIb
Patient 6	IIIa	I
Patient 7	IIIa	II
Patient 8	IIIa	IIIa
Patient 9	I	IIIa
Patient 10	I	I
Patient 11	II	II
Patient 12	IIIb	IV
Patient 13	II	IIIa
Patient 14	IIIa	I

Tab. 21: Musterzuordnung der subchondralen Mineralisierung für die oberen Gelenkflächen des Atlas

Präparat	links	rechts
Os-Occ-13	III a	III a
Os-Occ-18	I	III a
Os-Occ-22	I	I
Os-Occ-26	III a	II
Os-Occ-41	I	II
Os-Occ-44	II	II
Os-Occ-47	II	I
Os-Occ-50	I	I
Oc-Occ-64	III b	III b
Os-Occ-67	II	II
Os-Occ-68	I	III b
Os-Occ-70	III a	I
Os-Occ-71	IV	IV
Patient 1		
Patient 2		
Patient 3	III b	II
Patient 4	II	III a
Patient 5	III b	III b
Patient 6	IV	III a
Patient 7	III a	III a
Patient 8	III b	III a
Patient 9	IV	III b
Patient 10	II	II
Patient 11	I	I
Patient 12	I	I
Patient 13	I	I
Patient 14	II	II

Tab. 22: Musterzuordnung der subchondralen Mineralisierung für die Condylī occipitales

Präparat	links	rechts
Atl-1	B	B
Atl-3	D	D
Atl-5	A	B
Atl-11	B	B
Atl-12	B	A
Atl-20	B	B
Atl-21	D	D
Atl-22	B	D
Atl-23	D	B
Atl-24	A	A
Atl-25	B	D
Atl-26	B	B
Atl-27	A	A
Atl-28	A	B
Atl-29	D	A
Atl-30	B	B
Atl-31	D	D
Atl-32	D	C
Atl-34	D	D
Atl-35	C	B
Atl-36	D	B
Atl-37	B	B
Atl-38	D	D
Atl-39	D	D
Patient 1	B	B
Patient 2	D	D
Patient 3	C	D
Patient 4	B	B
Patient 5	B	B
Patient 6	A	D
Patient 7	D	D
Patient 8	B	B
Patient 9	B	B
Patient 10	D	D
Patient 11	D	D
Patient 12	B	D
Patient 13	D	B
Patient 14	B	B

Tab. 23: Aufteilung der geometrischen Formen der oberen Gelenkflächen des Atlas

Präparat	links	rechts
Os-Occ-13	D	D
Os-Occ-18	A	A
Os-Occ-22	C	C
Os-Occ-26	A	A
Os-Occ-41	A	A
Os-Occ-44	D	A
Os-Occ-47	C	C
Os-Occ-50	D	D
Oc-Occ-64	D	A
Os-Occ-67	A	C
Os-Occ-68	D	B
Os-Occ-70	D	C
Os-Occ-71	C	D
Patient 1		
Patient 2		
Patient 3	C	D
Patient 4	D	D
Patient 5	B	B
Patient 6	A	A
Patient 7	C	D
Patient 8	D	B
Patient 9	B	D
Patient 10	B	B
Patient 11	D	D
Patient 12	D	D
Patient 13	D	D
Patient 14	D	D

Tab. 24: Aufteilung der geometrischen Formen der Condyli occipitales

8 Literaturverzeichnis

Benninghoff, A.:

Über die Anpassung der Knochenkompakta an geänderte Beanspruchung.
Anat Anz. 1927; 63: 289–299.

Bernhard, W.:

Kraniometrische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des oberen
Kopfgelenks beim Menschen. Teil 1.
Gegenbauers morph. Jahrbuch. 1976; 122 (2): 203–231.

Bernhard, W.:

Kraniometrische Untersuchungen zur funktionellen Morphologie des oberen
Kopfgelenks beim Menschen. Teil 2.
Gegenbauers morph. Jahrbuch. 1976; 122 (4): 497–534.

Bogduk, N.; Mercer, S.:

Biomechanics of the cervical Spine. I Normal kinematics.
Clin Biomech (bristol, Avon). 2000 Nov; 15 (9): 633–648.

Bogduk, N.:

Cervicogenic headache: anatomic basis and pathophysiologic mechanismus.
Curr Pain Headache Rep. 2001 Aug; 5 (4): 382–386.

Bogduk, N.:

The anatomy and pathophysiology of neck pain.
Phys Med Rehabil Clin N Am. 2003 Aug; 14 (3): 455–472.

Bullough, P. G.:

The geometry of diarthrodial joints, its pyhsiolgic maintenance, and the possible
significance of age-related changes in geometry-to-load distribution and the
development of osteoarthritis.
Clin Orthop. 1981; 156: 61–66.

Bullough P. G.; Jagannath, A.:

The Morphology of the Calcification Front of Articular Cartilage: its Significance in
Joint Function.
J Bone Jt Surg. 1983; 65-B: 72–78.

Carter, D. R.:

Mechanical loading histories and cortical bone remodelling.
Calcif Tissue Int. 1984; 36: 19–24.

Carter, D. R.:

Mechanical loading history and skeletal biology.
J Biomech. 1987; 20: 1095–1109.

Crisco, J. J. 3rd; Oda, T.; Panjabi, M. M.; Bueff, H. U.; Dvorak, J.; Grob, D.:
Transections of the C1–C2 joint capsular ligaments in the cadaveric Spine.
Spine. 1991; 16: 474–479.

- Dewire, P.; Simkin, P. A.:
Subchondral plate thickness reflects tensile stress in the Primate Acetabulum.
J. of orthop. Res. 1996, 14 (5): 838–841.
- Dvorak, J.; Panjabi, M. M.; Wichmann, M.; Gerber, M.:
CT-functional diagnostics of the rotatory instability of upper cervical spine.
Spine. 1987; 12: 197–205.
- Dvorak, J.; Panjabi, M. M.:
Functional anatomy of the alar ligaments.
Spine. 1987; 12: 183–189.
- Dvorak, J.; Schneider, E.; Saldinger, P.; Rahn, B.:
Biomechanics of the craniocervical region: the alar and transverse ligaments.
J Orthop res. 1988; 6: 452–461.
- Dvorak, J.; Penning, L., et al.:
Functional diagnostics of the cervical spine using computer tomography.
Neuroradiology. 1988; 30: 132–137.
- Eckstein, F.; Müller-Gerbl, M.; Putz, R.:
Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella.
J Anat. 1992; 180: 425–433.
- Eckstein, F.; Müller-Gerbl, M.; Putz, R.:
Die Verteilung der Knorpeldegeneration an der menschlichen Patella in Beziehung zur individuellen subchondralen Mineralisierung.
Z Orthop. 1994; 132: 405–411.
- 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 loading history of the joint surfaces.
J Orthop Res. 1995c; 268–278.
- Eckstein, F.; Merz, B.; Jacobs, C.; Schön, M.; Putz, R.:
Zugspannungen bestimmen die funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens in inkongruenten Gelenken.
Osteologie (Suppl). 1997; 6: 30.
- Eckstein, F.; Jacobs, C. R.; Merz, B. R.:
Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading.
Med Eng Phys. 1997 Dec; 19 (8): 720–728.
- Fick, R.:
Gelenke; in v. Brdaelebens Handbuch der Anatomie, Vol 3.
Fischer, Jena, 1911.

- Fielding, J. W.:
Cineroentgenography of the Normal Cervical Spine.
J Bone Joint Surgery (Am). 1957; 39: 1280–1288.
- Fielding, J. W.; Cochran, G. V. B.; Lawsing, J. F.; Hohl, M.:
Tears of the transverse ligament of the Atlas.
J. Bone Joint Surgery (Am). 1974; 56A: 1683–1691.
- Francis, C. C.:
Variations in the articular facets of the cervical vertebrae.
Anat Rec. 1955; 122: 589–602.
- Gottlieb, M. S.:
Absence of symmetry in superior articular facets on the first cervical vertebra in humans: implications for diagnosis and treatment.
J Manipulative Physiol Ther. 1994 Jun; 17 (5): 314–320.
- Guidotti, A.:
Morphometrical considerations on occipital condyles.
Anthropol Anz. 1984 Jun; 42 (2): 117–119.
- Gutmann, G.:
Die Wirbelblockierung und ihr röntgenologischer Nachweis.
Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Vol. 25.
Hippokrates, Stuttgart, 1960.
- Hohl, M.; Baker, H. R.:
The atlanto-axial joint.
J Bone Joint Surgery (Am). 1964; 46: 1739–1751.
- Iai, H.; Moriya, H.; Goto, S., et al.:
Three-dimensional motion analysis of the upper cervical Spine during axial Rotation.
Spine. 1993; 18: 2388–2392.
- Inamasu, J.; Kim, D. H.; Klugh, A.:
Posterior instrumentation surgery for craniocervical junction instabilities: an update.
Neurol Med Chir (Tokyo). 2005 Sep; 45 (9): 439–447.
- Inami, S.; Kaneoka, K., et al.:
Types of synovial fold in the cervical facet joint.
J Orthop Sci. 2000; 5: 475–480.
- Inoue, H.:
Alterations in the collagen framework of osteoarthritic cartilage and subchondral bone.
Int Orthop. 1981; 5: 47–52.
- Ishii, T.; Mukai, Y.; Hosono, N., et al.:
Kinematics of the upper cervical spine in Rotation.
Spine. 2004 Apr 16; 29 (7): 139–144.

- Jirout, J.:
Synketic cotralateral tilting of atlas and head on lateral inclination. Part I and II.
Manuelle Med. 1985; 1: 116–125.
- Knese, K.-H.:
Kopfgelenk, Kopfhaltung und Kopfbewegung des Menschen.
Z Anat Entwickl-Gesch. 1949/50; 114: 67–107.
- Knief, J. J.:
Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartschubstanz im Knochen in ihrer
Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung.
Z Anat Entwickl-Gesch. 1967; 126: 55–80.
- Koebke, J.:
Morphological and Functional Studies on the Odontoid Process of the Human Axis.
Anat Embryol (Berl). 1979 Jan 30; 155 (2): 197–208.
- Koebke, J.; Brade, H.:
Morphological and Functional Studies on the Lateral Joints of the First and Second
Cervical Vertebrae in Man.
Anat Embryol (Berl). 1982; 164 (2): 265–275.
- Konnermann, H.:
Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens
mit einer neuen fotografischen Methode.
Z Anat Entwickl-Gesch. 1971; 134: 13–48.
- Konnermann, H.:
Äquidensitometrie, Dichtemessung und Materialverteilung des Knochens.
Z Orthop. 1975; 113: 734–737.
- Kummer, B.:
Funktioneller Bau und funktionelle Anpassung des Knochens.
Anat Anz. 1962; 110: 261–293.
- Kummer, B.:
Mechanische Beanspruchung und funktionelle Anpassung des Knochens.
Verh Anat Ges. 1978; 72: 21–44.
- Kummer, B.:
Kausale Histogenese des Bewegungsapparates und funktionelle Anpassung.
Staubesand, J. (ed); Bennighoff: Anatomie, Bd. 1.
Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1985; pp. 199–213.
- Kummer B.:
Biomechanik der Wirbelgelenke.
In Junghans H (ed): Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 87.
Hippokrates, Stuttgart. 1981.

Kummer, B.:
Hauptthema I –Halswirbelsäule, 1. Morphologie und Biomechanik.
Z. Orthop. 1981; 119: 554- 558.

Kummer, B.:
Biomechanik.
Deutscher Ärzte Verlag 2005.

Kurrat, H. J.:
Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks VI. Eine funktionelle Analyse der Knorpelverteilung am menschlichen Femurkopf.
Anat Embryol. 1977; 150: 129–140.

Kurrat, H. J.; Oberländer, W.:
The thickness of cartilage in the hip joint.
J Anat. 1978; 126: 145–155.

Lewit, K.; Krausova, L.:
Messungen von Vor- und Rückbeugungen in den Kopfgelenken.
Fortschr. Röntgenstr. 1963; 99: 538–543.

Lewit, K.; Krausova, L.; Kneidlova, D.:
Mechanismen und Bewegungsausmaß der Seitneigung in den Kopfgelenken.
Fortschr. Röntgenstr. 1964; 101: 194–201.

Lewit, K.; Krausova, L.:
Mechanismus und Bewegungsausmaß in den Kopfgelenken bei passiven Bewegungen.
Z. Orthop 1967; 103: 323–333.

Linsenmeier, U.; Kersting, S.; Schlichtenhorst, K.; Putz, R., et al.:
Functional CT imaging: Load-dependent visualization of the subchondral mineralization by means of CT osteoabsorptiometry (CT-OAM).
Rofo. 2003 May; 175 (5): 663–669.

Ludwig, K. S.:
Über das Ligamentum alare dentis epistrohei des Menschen.
Zschr Anat Entw Gesch. 1952; 116: 442–445.

Mercer, S.; Bogduk, N.:
Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints.
Brit J Rheumatol. 1993; 32: 705–710.

Mercer, S.; Bogduk, N.:
Joints of the Cervical Vertebral Column.
J Orthop Sports Phys Ther. 2001 Apr; 31 (4): 174–183.

Milz, S.; Eckstein, F.; Putz, R.:
The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella.
Anat Embryol Berl. 1995; 192: 437–444.

- Müller-Gerbl, M.; Schulte, E.; Putz, R.:
The thickness of the calcified Layer of articular cartilage: a function of the load supported?
J Anat. 1987a; 154: 103–111.
- 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 adaption in individual joints.
Skeletal Radiol. 1989; 18: 507–512.
- Müller-Gerbl, M.; Putz, R.; Schulte, E.:
Zur Verteilung der Knochendicke und der subchondralen Knochendichte in der cavitas glenoidalis.
Verh Anat Ges. 1989; 82: 393–394.
- Müller-Gerbl, M.; Putz, R.; Hodapp, N., et al.:
Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden.
Z. Orthop. 1990; 128 (2): 128–130.
- Müller-Gerbl, M.:
CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbesprechung der großen Gelenke in vivo.
Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München, 1991.
- Müller-Gerbl, M.; Putz, R.; Kenn, R.:
Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas Glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten.
Z Orthop. 1993; 131: 10–13.
- Müller-Gerbl, M.:
The subchondral bone plate.
Advances in Anatomy Embyology and Cell Biology, Vol. 141.
Springer Verlag (1998).
- Mysorekar, V. R.; Nandedkar, A. N.:
Surface area of the atlanto-occipital articulations.
Acta Anat (Basel). 1986; 126 (4): 223–225.
- Oda, T.; Panjabi, M. M.; Crisco, J. J. 3rd:
Three-Dimensional Translational Movements of the Upper Cervical Spine.
J Spinal Disord. 1991 Dec; 4 (4): 411–419.
- Panjabi, M.; Dvorak, J., et al.:
Three-dimensional movements of the upper cervical spine.
Spine. 1988; 13: 726–730.

Pauwels, F.:

Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. 7. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.

Morphol Jb. 1955; 95: 33–45.

Pauwels, F.:

Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates.

Z Anat Entwickl-Gesch. 1960; 121: 478–515.

Pauwels, F.:

Die Druckverteilung im Ellbogengelenk, nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck. 11. Beitrag zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.

Z Anat Entwickl-Gesch. 1963; 123: 643–667.

Pauwels, F.:

Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1965).

Pauwels, F.:

Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung.

Z. Orthop. 1973; 111: 681–705.

Penning, L.; Töndury, O.:

Entstehung, Bau und Funktion der meniskoiden Strukturen in den Halswirbelgelenken.

Z Orthop. 1963; 98: 1–14.

Penning, L.:

Normal Movements of the Cervical Spine.

AJR Am J Roentgenol. 1978 Feb; 130 (2): 317–326.

Penning, L.; Wilmlink, J. T.:

Rotation of the cervical Spine.

Spine. 1987; 12: 732–738.

Pernkopf, E.:

Topographische Anatomie des Menschen; Vol 3.

Urban und Schwarzenberg, 1952.

Prescher, A.:

Anatomy and pathology of the aging spine.

Europ J of Radiology. 1988; 27: 181–195.

Putz, R.; Pomaroli, A.:

Form und Funktion der Articulatio atlanto-axialis lateralis.

Acta anat. 1972; 83: 333–345.

Putz, R.:
Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke.
Bd. 43 der Reihe: Normale und pathologische Anatomie. Doerr, H.; Leonhardt, H.
(Hrsg.).
Thieme, Stuttgart, 1981.

Putz, R.:
Funktionelle Anatomie der oberen Wirbelsäule.
Normale patholog. Anatomie 1981; 43: 1–116.

Putz, R.:
Anatomie der Halswirbelsäule.
Die Beschleunigungsverletzung der HWS; Hrsg.: Moorahend, U.
Fischer, Stuttgart, Jena, New York, 1993; pp. 1–12.

Radin, E. L.; Paul, I. L.:
Does compliance reduce skeletal impact loads? The relative force-attenuating
properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft-tissues and bone.
Arthritis Rheum. 1970; 13: 139–144.

Radin, E. L.; Paul, I. L.; Lowy, M.:
A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and
articular cartilage.
J Bone Jt Surg. 1970; 52-A: 444–456.

Radin, E. L.; Rose, R. M.:
Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage.
Clin Orthop. 1986; 213: 34–40.

Roux, W.:
Gesammelte Abhandlungen über die Entwicklungsmechanik der Organismen.
1. Funktionelle Anpassung.
Engelmann, Leipzig, 1895.

Schleicher, A.; Tillmann, B.; Zilles, K.:
Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyser.
Microscopia Acta. 1980; 83: 189–196.

Simkin, P. A.; Graney, D. O.; Fiechtner, J. J.:
Roman arches, human joints, and diseases: differences between convex and
concave sides of joints.
Arthritis Rheum 1980, 23: 1308–1311.

Singh, S.:
Variations of the superior articular facets of atlas vertebrae.
J Anat. 1965 Jul; 99 (9): 565–571.

White, A. A. 3rd; Panjabi, M. M.:
Clinical Biomechanics of the Spine.
Philadelphia, Pa: Lipincott, 1978.

White, A. A. 3rd; Panjabi, M. M.:
The clinical biomechanics of the occipitalatlantoaxial complex.
Orthop Clin Nort Am. 1978 Oct; 9 (4): 867–878.

Victorin, C. von Heijne; von Norden, M.:
The cervical spine.
In: Introductions to solving problem solutions in biomechanics.
Lehr & Sebiger, Philadelphia, 1986.

Waldeyer, A.:
Anatomie des Menschen, Band 2.
Walter de Gruyter, Berlin, New York, 1970.

Wolff, J.:
Das Gesetz der Transformation der Knochen.
Hirschwald, Berlin, 1892.

9 Danksagung

Mein größter Dank richtet sich an meine Doktormutter, Frau Professor Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl, für die Überlassung des Themas und die stets gewährte Unterstützung, Diskussionsbereitschaft und konstruktive Kritik.

Herrn Professor Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz danke ich für die konstruktiven Gespräche, die mir so manchen Denkanstoß vermittelten.

Darüber hinaus danke ich Frau Gisela Lippelt für den unermüdlichen Einsatz, mir das Computerprogramm „Analyze“ mit all seinen Facetten nahe zu bringen.

Frau Elisabeth Mayer möchte ich für das Auffinden so mancher schwer zu findender Literaturstelle danken.

Besonderer Dank gilt meiner Familie für die stets vorhandene Geduld und Unterstützung.

10 Curriculum Vitae

Christian Bartsch

Geburtsdatum: 15. März 1980
Geburtsort: Landshut
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig
Eltern: Klaus Dieter Sebastian Bartsch
Gudrun Irma Bartsch

Schulbildung

1986–1990 Grundschule St. Wolfgang, Landshut
1990–1999 Hans-Leinberger-Gymnasium, Landshut

Zivildienst

1999–2000 Klinikum Landshut

Studium

2000–2003 Vorklinik an der Ludwig-Maximilians-Universität, München
2003 Physikum
2006 Staatsexamen

München, im Januar 2007