

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Poliklinik für Kieferorthopädie

- Direktorin: Univ. Prof. Dr. med. dent. Ulrike Ehmer -

**Funktionsabhängige Volumenveränderung des
dreidimensionalen humanen Kiefergelenkspaltes**

Inaugural – Dissertation

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Föcking, Christof

aus Bocholt

2008

**Gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Volker Arolt

1. Berichtstatter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Thomas Stamm

2. Berichtstatter: Prof. Dr. Dr. Kleinheinz

Tag der mündlichen Prüfung: 25.07.2008

**Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Kieferorthopädie
- Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Ulrike Ehmer -**

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Thomas Stamm
Koreferent: Prof. Dr. Dr. Kleinheinz

ZUSAMMENFASSUNG

**Funktionsabhängige Volumenveränderung des dreidimensionalen
humanen Kiefergelenkspaltes**

Föcking, Christof

Schon lange versucht man in der Kiefergelenkdiagnostik eine Gesetzmäßigkeit in der Lagebeziehung und ein vorhersehbares Verhalten der ossären Strukturen bei therapeutischer Intervention bzw. bei pathologischer Situation zu erlangen. Bei diesen Studien lag zumeist eine ein- oder zweidimensionale Betrachtungsweise vor. Um jedoch aussagekräftige Daten des Kiefergelenkvolumens, sowohl unter physiologischen als auch unter pathologischen Situationen, zu erhalten, ist es nötig das Gelenk in seiner vollen Dreidimensionalität zu untersuchen. Da der Kondylus aufgrund seiner ausgesprochenen Formvariabilität als ungeeignet erscheint, wurde das Kiefergelenkspaltvolumen als negatives Abbild der Gelenkstrukturen herangezogen, um Gesetzmäßigkeiten des Verhaltens der ossären Strukturen darzustellen.

Für diese Studie wurden CT-Bilder von 226 Patienten herangezogen, d.h. anhand von 451 Gelenken (ein Gelenk war nicht auswertbar) wurde das Spaltvolumen und die dazugehörige Volumenfraktion berechnet. Das Patientenkollektiv wurde vier Gruppen zugeordnet, wobei die mundgeöffnete (moG) und mundgeschlossene (mgG) zur Kontrollgruppe, die Resorptions- (RESG) und die Sklerosierungsgruppe (SKLG) zur pathologischen Gruppe zählen. Die ermittelten Voluminae wurden gruppenspezifisch und untereinander hinsichtlich Alter, Größe, Geschlecht und Gelenkseite untersucht und analysiert.

Um den Einfluss des Alters bzw. der Schädelgröße auf das Volumen beurteilen zu können, wurden zusätzlich an allen Patienten altersabhängige knöcherne Strecken des Schädels (kraniofaziale Distanzen) gemessen, die als valide Wachstumsdaten in der Gelenkregion angesehen werden.

Um Aussagen zur Adaptionsfähigkeit des Kiefergelenkes machen zu können, wurde zudem an allen 451 Gelenken eine Beurteilung der Pneumatisationsqualität des Os temporale vorgenommen.

Des Weiteren wurde eine Modifizierung der zur Volumenmessung nötigen Segmentierregeln durchgeführt.

Anhand des Patientenkollektivs konnte eine funktionsabhängige Volumenveränderung nachgewiesen werden. Insbesondere durch die Berechnung der Volumenfraktion wurden signifikante Unterschiede zwischen den Gelenkspaltverhältnissen der Gruppen deutlich. So zeigten Patienten mit Sklerosierungsbefunden mit einer Volumenfraktion von 65,2 gegenüber von mundgeschlossenen Patienten (54,6) und Resorptionsbefunden (53,1), sowie die Resorptionsgruppe gegenüber den Patienten mit geöffnetem Mund (68,3) signifikante Unterschiede.

Im Gegensatz zur Volumenfraktion bestehen beim absoluten Volumen geschlechtsspezifische Unterschiede. Männliche Patienten besitzen ein größeres Volumen (moG: $2045,7 \text{ mm}^3 \pm 617,3 \text{ mm}^3$ / mgG: $1708,7 \text{ mm}^3 \pm 538,5 \text{ mm}^3$) als weibliche (moG: $1563,3 \text{ mm}^3 \pm 642,3 \text{ mm}^3$ / mgG: $1493,1 \text{ mm}^3 \pm 516,1 \text{ mm}^3$), wobei kein Unterschied zwischen linker und rechter Seite festgestellt werden konnte. Es liegt keine Abhängigkeit zum Wachstum und zur Größe vor.

Eine relative Konstanz beim absoluten Volumen sowie signifikante Unterschiede der Volumenfraktion unter den Gruppen sprechen für ein großes Adaptionspotential der Fossa mandibularis. Die Ergebnisse bestätigen Studien, die anhand von Versuchen an Mensch und Tier ein hohes Adaptionspotential der ossären Gelenkstrukturen nachweisen konnten.

Eindeutige funktionsabhängige Pneumatisationen ließen sich nicht nachweisen. Dennoch lassen sich Tendenzen beobachten, die eine Entwicklung einer Methode, zur objektiven Messung der Pneumatisationsqualität des Os temporale, erstrebenswert erscheinen lassen.

Tag der mündlichen Prüfung: 25.07.2008

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
1.1	Kiefergelenk	1
1.1.1	Morphologie des Kiefergelenkes	1
1.1.2	Mechanik des Kiefergelenkes	4
1.1.3	Entwicklung des Kiefergelenkes.....	7
1.1.4	Anpassungs- und Modulationspotential des Kiefergelenkes	9
1.1.4.1	Physiologisches Wachstumsverhalten der Fossa mandibularis.....	12
1.1.4.2	Wachstumsverhalten unter unphysiologischen Bedingungen	12
1.2	Computertomographie.....	14
1.2.1	Historie der Computertomographie	14
1.2.2	Funktionsweise des Computertomographen.....	20
2	ZIEL DER ARBEIT	22
3	MATERIAL UND METHODE	24
3.1	Patientenmaterial (Herkunft/ Transport/ Bearbeitung)	24
3.1.1	Kontrollgruppen	26
3.1.1.1	Mundoffen (moG).....	26
3.1.1.2	Mundgeschlossen (mgG).....	27
3.1.2	Pathologische Befundgruppen	28
3.1.2.1	Sklerosierungsgruppe (SKLG).....	28
3.1.2.2	Resorptionsgruppe (RESG).....	29
3.2	Kiefergelenkvolumenberechnung.....	30
3.2.1	Festlegung der Grenzebene (GE)	30
3.2.2	Dreidimensionale Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grenzebene des Kiefergelenkes.....	32
3.2.3	Segmentierung des Kiefergelenkspaltes.....	37

3.2.3.1	Anleitungsprotokoll und Regeln der Segmentierung	38
3.3	Berechnung der Volumenfraktion (V_{frc}).....	48
3.4	Längenmessung der kraniofazialen Distanzen	49
3.5	Subjektive Einteilung des Patientengutes hinsichtlich einer möglichen Pneumatisation des Os temporale	50
3.6	Statistische Analysemittel bzw. verwendete Tests.....	53
4	ERGEBNISSE.....	56
4.1	Patientencharakteristik.....	56
4.1.1	Häufigkeiten des Patientenkollektivs hinsichtlich der Gruppen und der Gelenkseiten.....	56
4.1.2	Geschlechter- und Altersverteilung	57
4.2	Kraniofaziale Distanzen	59
4.3	Kiefergelenkspaltvolumen.....	61
4.3.1	Methodenfehler der Segmentierung.....	61
4.3.2	Volumencharakteristika	61
4.4	Volumenfraktion (V_{frc}).....	65
4.5	Subjektive Einteilung des Patientengutes hinsichtlich einer möglichen Pneumatisation des Os temporale	68
5	DISKUSSION.....	71
6	ZUSAMMENFASSUNG	77
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	79
8	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	85
9	TABELLENVERZEICHNIS.....	88
10	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	89
11	ANHANG	I

11.1 Danksagung	I
11.2 Lebenslauf	II

1 Einleitung

1.1 Kiefergelenk

- *Das Kiefergelenk ist das wohl am schwierigsten zu verstehende Gelenk des menschlichen Körpers; es wirft eines der komplexesten Probleme in der Medizin auf* - [12]

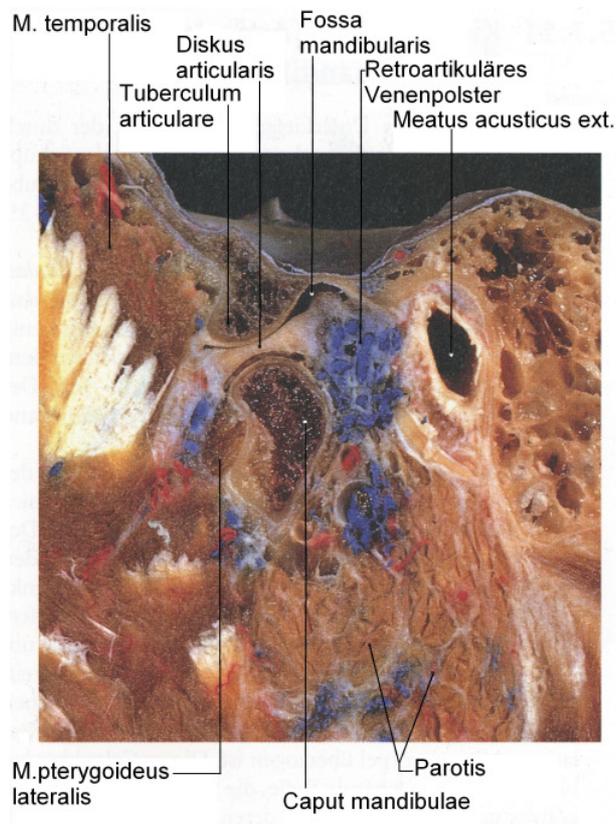


Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral [4]

1.1.1 Morphologie des Kiefergelenkes

Die knöchernen Strukturen des Kiefergelenkes setzen sich aus Teilen der Schädelbasis, des Os temporale, und des Unterkiefers, der Mandibula,

zusammen. Dabei gehört das Tuberculum articulare und die Fossa articularis zur Schädelbasis und Kollum und Kondylus zum aufsteigenden Ast des Unterkiefers.

Betrachtet man den histologischen Aufbau von Pfanne, Kollum und Kondylus, so erkennt man, dass diese aus einer weitmaschigen Spongiosa mit einer zarten, kompakten Außenschicht bestehen. Die Knochenlamelle der Fossa mandibularis zur mittleren Schädelgrube ist dabei meist sehr dünn und im mazerierten Schädel beinahe durchsichtig. Dabei ziehen Blutgefäße und Nerven durch die kleinen Foraminae, die sich innerhalb der Knochenlamelle befinden [55].

Im Kiefergelenk artikulieren das walzenförmige, an den Enden abgerundete Caput mandibulae mit der Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare. Die Achsen der Gelenkfortsätze sind dabei leicht schräg von lateral nach medial angeordnet, so dass sie sich vor dem Foramen magnum schneiden und einen nach vorn offenen Winkel von 150° - 165° bilden. Dabei kann dieser Winkel stark variieren und es werden häufig höhere Werte festgestellt. Sie besitzen eine Breite von ca. 20 mm und eine Höhe von ca. 7 mm. Die Gelenkköpfe ragen dabei in die Fossa mandibularis, die eine 2 bis 3 mal größere Gelenkfläche als die des Kondylus aufweist. Die Fossa mandibularis an der Pars squamosa des Os temporale wird ventral sowie lateral durch die Wurzeln des Processus zygomaticus begrenzt, medial durch die Glaser'sche Spalte, die Fissura petrotympanica, und dorsal durch den Meatus acusticus externus. Die Gelenkflächen sind mit Faserknorpel überzogen und werden von einem Diskus articularis, der ebenfalls aus Faserknorpel besteht, getrennt. Dieser ist in seiner Morphologie ovoid gestaltet, sitzt so dem Gelenkkopf wie eine Kappe auf und wird als eine transportable Pfanne bei der Verschiebung mitbewegt. Er gleicht dabei die Inkongruenz zwischen der Gelenkpfanne und Gelenkkopf aus. Der Diskus ist vorn, medial und lateral mit der Gelenkkapsel verwachsen. Nach hinten löst er sich in ein bindegewebiges, reichlich elastische Fasern enthaltenes Balkenwerk auf. Man bezeichnet diesen Bereich als bilaminäre Zone. In diesem Bereich findet man neben Fettzellen reichlich Blutgefäße.

Der Diskus setzt sich aus unterschiedlichem Baumaterial zusammen. Zum einen besteht er aus, in der Mitte liegenden, straffen Bindegewebe. Dieser Bereich wird als intermediäre Zone bezeichnet. Zum anderen setzt er sich aus faserknorpeligen verdickten Randzonen zusammen. Sie werden in der Klinik auch als vorderes und hinteres Band bezeichnet, wobei das letztgenannte bis zu 3 mm dick werden kann. Die Kollagenfibrillen des Diskus liegen in drei Schichten. Die oberflächige besteht aus einem Netzwerk dünner Fibrillen, unter denen jeweils eine Schicht lamellenartiger Kollagenfibrillenbündel ohne bestimmte Ausrichtung liegt. Im Gegensatz dazu steht die innere dritte Schicht. Sie macht den Hauptanteil aus, in welcher die Bündel im hinteren Band transversal, in der intermediären Zone sagittal und im vorderen Band schräg nach lateral verlaufen. Fasern des M. pterygoideus inserieren neben dem anterioren ebenfalls im medialen Bereich des Diskus. Zudem werden mittlere und laterale Abschnitte des Diskus noch von Fasern des M. masseter und M. temporalis erreicht. Sie alle haben einen Einfluss auf die Steuerung der Kiefergelenkbewegung.

Die recht schwache, trichterförmige Gelenkkapsel entspringt am Rande der Fossa mandibularis und schließt das Tuberculum articulare ein. Sie setzt neben dem Bereich oberhalb der Fovea pterygoidea am Unterkieferhals auch am Diskus an und unterteilt so den Gelenkspalt in eine obere diskotemporale und eine untere diskomandibulare Kammer. Die Kammern sind mit Gelenkflüssigkeit, der Synovia, gefüllt. Für ihre Bildung ist die innere Schicht der Gelenkkapsel, das Stratum synoviale, verantwortlich. Sie ermöglicht die Nutrition des herabgesetzten Stoffwechsels der Gewebe, eine bessere Gleitfähigkeit sowie den Abtransport abgeriebener Knorpelteilchen. Die Kapsel ermöglicht dem Gelenk einen großen sagittalen Bewegungsspielraum, so dass das Gelenkköpfchen ohne Probleme bis auf das Tuberkulum articulare versetzt werden kann. Laterale Exkursionen jedoch werden mechanisch wie auch reflektorisch neuromuskulär eingeschränkt. Verstärkt wird die Kapsel durch mehrere Bänder [36], [49], [54], [55], [62], [70].

1.1.2 Mechanik des Kiefergelenkes

Will man die Funktion des Kiefergelenkes verstehen, so ist es unerlässlich, das gesamte stomatognathe System, bestehend aus vier Grundeinheiten, zu betrachten. Zu diesem gehören der Bau des Gelenkes, der Kontraktionsablauf der Kaumuskeln, die Innervation und Form und Stellung der Zähne.

Beim Kiefergelenk handelt es sich um ein Dreh- Gleitgelenk. Aufgrund dieser Kombination besitzt es 6 Grade der Freiheit. Es ist in der Lage, den Unterkiefer zu öffnen und zu schließen (Abduktion und Adduktion), vor- und zurückzuschieben (Protrusion und Retrusion) und ipsilaterale Mahlbewegungen nach außen und kontralaterale Bewegungen nach innen durchzuführen (Laterotrusion und Mediotrusion).

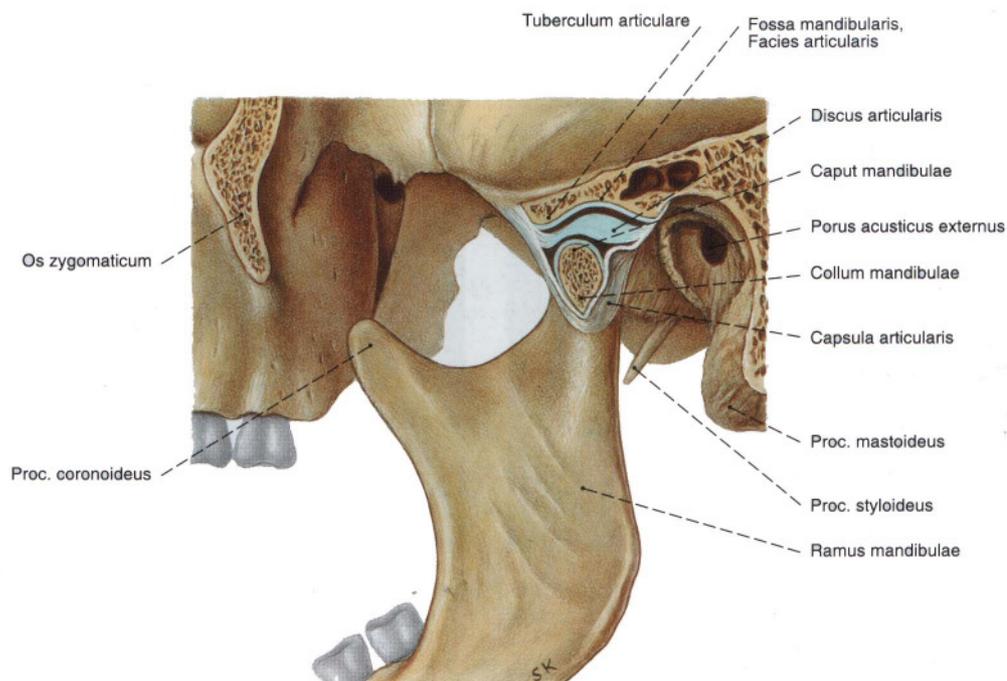


Abbildung 1.2: Schnittbild Kiefergelenk von lateral bei Mundöffnung [47]

Die Abduktion wird durch Kontraktion des M. mylohyoideus, des M. digastricus sowie des M. pterygoideus lateralis ermöglicht, die Adduktion durch den M. masseter, den M. temporalis anterior und den M. pterygoideus medialis. Als Protraktoren dienen bei beidseitiger Kontraktion der M. pterygoideus lateralis und der M. masseter pars superficialis. Retraktoren sind der M. digastricus venter anterior und der M. temporalis pars posterior. Bei einseitiger Kontraktion des M. pterygoideus lateralis kommt es zur Laterotrusion der kontralateralen bzw. zur Mediotrusion der ipsilateralen Seite.

Aufgrund der mechanischen Kopplung beider Gelenke sind eigenständige Bewegungen nur unter pathologischen Umständen möglich. Ansonsten treten sie immer in beiden Gelenken gleichzeitig auf. Begrenzt werden sie durch die zugehörigen Muskeln und Bänder des Kiefergelenkes.

Die Abduktions- und Adduktionsbewegung sind eine kombinierte Scharnier-Schiebebewegung. Die Öffnung des Mundes erfolgt durch eine Kombinationsbewegung des Gelenkkopfes aus Translation und Rotation.

Dabei erfolgt zunächst eine reine Rotationsbewegung im unteren diskomandibulären Gelenk, wobei aber recht bald der Diskus unter Zugwirkung des M. pterygoideus lateralis nach vorn und unten gleitet. Die reine Rotation erfolgt bei passiver Führung bis zu einer Schneidezahnkantendistanz von 15 mm bzw. bis zu einem Winkel von etwa 15°. Durch die Translationsbewegung verlagert sich das Caput mandibulae an den Abhang des Tuberculum articulare. Die momentanen Drehachsen bei dieser Kombinationsbewegung liegen auf einer nach kranial konkaven Kurve. Da nun der Kieferwinkel im Verlauf der Bewegung nach hinten wandert, erfährt der Bereich um das Foramen mandibulae die geringste Lageveränderung. Dieser Vorgang gewährleistet einen Schutz vor übermäßiger Dehnung der in den Canalis mandibulae eintretenden Leitungsbahnen.

Abduktion und Adduktion erfolgt ohne Kontakt der Zähne gleichzeitig in beiden Gelenken. Man kann von einem Scharniergelenk mit wandernder Achse sprechen.

Die Protrusion und Retrusion des Unterkiefers erfolgt dagegen unter Führung der Zahnreihen. Sie findet im diskomandibulären Gelenk statt. Der Diskus gleitet mit dem Caput mandibulae auf dem Tuberkulum nach vorn. So spielen Faktoren aus dem anfangs erwähnten stomatognathen System wie Zustand, Stellung der Zahnreihen bzw. Zähne und Form des Gelenkhöckers eine entscheidende Rolle beim Bewegungsablauf.

Ebenfalls unter Zahnführung findet die Medio- und Laterotrusion statt. Der Gelenkkopf auf der Arbeitsseite dreht sich um eine vertikale Achse und geringfügig nach lateral. Der andere Gelenkkopf gleitet auf der Balanceseite auf dem Höcker nach vorne, seitwärts und nach unten, so dass er aus der Fossa heraustritt. Es kommt zum Klaffen der Zahnreihen auf dieser Seite. Das Mahlen findet auf der Seite der Drehung statt.

Der Kauakt stellt einen besonderen Bewegungsablauf dar. Hier spielen die Ab- und Adduktion und Medio- und Laterotrusion im Zusammenspiel eine Rolle. Dabei bewegt sich der Unterkiefer in einer Kauschleife. Diese gibt den Bewegungsablauf eines unteren Arbeitshöckers wieder. Dabei gelangt er zunächst beim leichten Öffnen nach medial, schwingt dann durch die maximale Öffnung nach lateral distal, und wird von dort nach schräg oben innen in die antagonistische Fossa gezogen. Während dieser Bewegung werden die Seitenzähne mit dem Speisebolus beladen und beim Zubiss exakt axial belastet. Dieses gewährleistet den geringstmöglichen Kraftaufwand bei maximalen Nutzen. Die Krafteinwirkung auf das Kiefergelenk wird so deutlich reduziert [36], [49], [54], [55], [62], [70].

1.1.3 Entwicklung des Kiefergelenkes

- Das Kiefergelenk steht aus anatomischer-topographischer Sicht in enger Beziehung zum Mittelohr. Ersichtlich wird dieses zum einen durch die Embryogenese und durch unspezifisch erscheinende Symptome wie Schwindel, Ohrensausen und Schwerhörigkeit – [55]

Diese Aussagen lassen erahnen, in welchem engem Verhältnis das Kiefergelenk zum Mittelohr steht, und zwar nicht nur aus anatomischer-topographischer Sicht, sondern, wie oben bereits erwähnt, insbesondere auch in dessen Entwicklung.

Man unterscheidet im Laufe der Entwicklung zwischen einem primären und einem sekundären Kiefergelenk.

Aus Skelettelementen des primären Kiefergelenkes entwickeln sich durch hochkomplexe Umbauvorgänge die Gehörknöchelchen, Amboss und Hammer. Es entsteht das Hammer-Amboss-Gelenk im hinteren und vorderen Teil des 1. Kiemenbogens.

Das sekundäre Gelenk des Menschen entsteht als Anlagerungsgelenk zwischen den Anlagen von Mandibula und Os temporale. Dieses erfolgt in der Embryogenese relativ spät. So liegen erst in der 12.-13. Embryonalwoche die Skelettanlagen, darunter die Schläfenbeinschuppe und der Kondylenknorpel an der Hinterseite des entstehenden Unterkieferastes, nahe beieinander. Die Gelenkkörper entwickeln sich als so genannter Sekundärknorpel aus dem Mesenchym, die Gelenkhöhle innerhalb des zwischen ihnen liegenden embryonalen Bindegewebes. Der Bereich der späteren Fossa mandibularis ist in der 22. Fetalwoche zu erkennen.

Anlagen des Diskus sind durch Zellverdichtungen zwischen den knöchernen Elementen des Kiefergelenkes ersichtlich. Dabei erfolgt die Ausformung der Gelenkscheibe in der 12.-14. Fetalwoche und zwar zusammen mit der Bildung der Gelenkhöhle. Die Herkunft wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Zum

einen sehen sie einige Autoren als Fortsetzung des M. pterygoideus lateralis, zum anderen wird die Theorie entgegengesetzt, die besagt, dass sich der Diskus aus dem gleichen indifferenten Gewebe entwickelt, aus dem auch der Kondylus und die Fossa entstehen.

Die letztendliche Form der korrespondierenden Gelenkanteile ist eng mit der Gebissentwicklung und seinem funktionellen Einsatz verknüpft. Beim Neugeborenen ist die Gelenkgrube flach sowie das Tuberculum kaum vorhanden. Erst mit dem Durchbruch des Milchgebisses erlangen sie allmählich ihre charakteristische Form. Ihr endgültiges charakteristisches Erscheinungsbild liegt erst nach vollständigem Durchbruch der permanenten Zähne vor. Beim Tuberculum anterior, welchem die größte Anpassungsfähigkeit zugeschrieben wird, geht man sogar davon aus, dass die endgültige Morphologie erst mit dem 30. Lebensjahr erreicht ist. Erstaunlicherweise sind aber bereits bis zum zweiten Lebensjahr 50% davon erreicht. Die Formerhaltung des Gelenkes ist abhängig vom Funktionszustand des Gebisses. So kommt es beim zahnlosen Greisenkiefer zur Abflachung der Gelenkgrube und des Gelenkhöckers [4], [13], [29], [40], [55], [70].

1.1.4 Anpassungs- und Modulationspotential des Kiefergelenkes

Die postnatale Entwicklung des Kiefergelenkes ist ca. mit dem 20. Lebensjahr beendet. Beim Tuberculum anterior geht man sogar davon aus, dass erst mit dem 30. Lebensjahr die endgültige Morphologie erreicht ist [29], [40]. Dennoch behält es lebenslang ein hohes Anpassungs- und Modulationspotential bei [32].

So zeigten Studien an Menschen, dass das Kiefergelenk beispielsweise nach Kondylusfrakturen oder nach orthognather Chirurgie in der Lage war, die daraus resultierenden Ungleichheiten durch seine Adaptionfähigkeit auszugleichen [14], [35], [60], [61], [63].

Im Hinblick auf die Dislokation des Condylus zur Fossa mandibularis, hervorgerufen durch eine chirurgische oder auch durch eine kieferorthopädische Intervention, scheint die Frage nach dem Anpassungspotential bzw. hinsichtlich der strukturellen Veränderungen im Kiefergelenk weitestgehend unbeantwortet [34].

Um die Wirksamkeit und die Nachhaltigkeit von therapeutischen Interventionen genau verstehen und damit optimieren zu können, steht genau diese Fragestellung im Mittelpunkt vieler klinischer Studien [38], [45], [46], [48], [51], [52], [57], [71]. Es werden in der Fachliteratur schon seit einigen Jahrzehnten verschiedene Theorien kontrovers diskutiert. Zum jetzigen Zeitpunkt scheint vieles für die „Growth-relativity -theory“ zu sprechen [66].

Eine der ersten Theorien war die „genetic theory“. Hier stand die genetische Abhängigkeit des Kondyluswachstums im Mittelpunkt. Sie ging davon aus, dass das Wachstumsverhalten, ähnlich wie beim Epiphysenwachstum, nicht zu beeinflussen ist. Insbesondere durch tierexperimentelle Langzeitstudien kam es aber zu erheblichen Zweifeln [37].

Eine weitere Hypothese war die „LPM hyperactivity theory“ (LPM = M. pterygoideus lateralis). Dabei stützten sich insbesondere die Wissenschaftler Petrovic, Charlier und McNamara auf Ergebnisse, die aus den damals verfügbaren EMG-Messungsmethoden resultierten [67]. Demzufolge förderte

die Kaumuskulatur und insbesondere der M. pterygoideus lateralis durch Hyperaktivität das Kondyluswachstum. Diese Theorie wurde durch gegenteilige klinische Studien an Mensch und Tier widerlegt. Einer der ersten Wissenschaftler der diese Theorie widerlegte war Johnsten [24], [56].

So wurde mit der „functional matrix theory“ eine weitere, dritte Hypothese diskutiert [39]. Sie ging davon aus, dass das Wachstum des Knochens im Kiefergelenk nicht vom Knochen selbst bestimmt wird, sondern direkt in Verbindung mit dem Wachstum des Weichgewebes im Kiefergelenk steht. Aber auch diese Gültigkeit musste in Frage gestellt werden, da die genauen Mechanismen der Wachstumsstimulation des Kondylus nicht beantwortet werden konnten.

Endow und Hans waren es schließlich, die die Grundlagen der vierten Theorie, der eingangs erwähnten „Growth relativity theory“, schufen. Sie behaupteten, dass das Unterkieferwachstum durch regionale Kräfte (Dehnung des Gewebes im Kiefergelenk) und funktionelle Wachstumskontrollfaktoren beeinflusst wird. Diese können unter anderem dann entstehen, wenn das physiologische Fossa-Kondylus-Verhältnis längerfristig aufgehoben wird.

In dieser Theorie kommt es durch eine Veränderung der Fossa-Kondylus-Beziehung, beispielsweise durch therapeutische Intervention hervorgerufen, zu einer Aktivierung des „nonmuscular soft tissue“. Hierzu zählen das retrodiskale Gewebe, die faserartige Kapsel, die synoviale flüssige Auskleidung und die Faserknorpelschicht des Kondylus und der Fossa.

Es gibt nach dieser Theorie drei Faktoren, die das Wachstum stimulieren können:

1. Verlagerung des Unterkiefers
2. Dehnung des viscoelastischen Gewebes. Dazu zählen das retrodiskale Gewebe, die Kapsel, und die Synovialflüssigkeit. Beim letztgenannten spielt die Veränderung der Fließfähigkeit eine tragende Rolle.

3. Überleitung der Kräfte, die während der Dehnung entstehen. Sie strahlen in die Schicht unterhalb des Knorpels der Fossa und des Kondylus ein.

Somit hätte eine Veränderung der Fossa-Kondylus-Relation Auswirkungen auf das Wachstumsverhalten der beiden Komponenten. Ihr Bestreben liegt darin, ihre ursprüngliche, physiologische Relation wiederherzustellen. Ihre Kommunikation erfolgt dabei über das zwischen Kondylus und Fossa liegende retrodiskale Gewebe, das unter anderem direkt in den Knorpel des Kondylus einstrahlt [66].

Ein neuer Ansatz zur Erklärung der funktionsabhängigen Modulationsfähigkeit kann in der Pneumatisation des Knochens gesehen werden. Danach ist die Fossa in der Lage, bei Veränderungen der Fossa-Kondylus-Relation, zeitnah auf die veränderten Verhältnisse zu reagieren. Da der Knochen dies, als nicht vaskularisiertes Gewebe, kaum durch vollständige Neubildung des Knochens erreichen kann, geschieht dies durch Pneumatisierungen [58]. In der Literatur werden diese auch als „air-cells“ oder „air-spaces“ bezeichnet [17], [21], [41].

1.1.4.1 Physiologisches Wachstumsverhalten der Fossa mandibularis

Insbesondere anhand von Untersuchungen der Wissenschaftler Björk, Popovich und Thompson war man schon in den 60´er Jahren in der Lage das physiologische Wachstumsverhalten der Fossa mandibularis, inklusive dem Tuberculum articulare, zu beschreiben [66].

Während beim Neugeborenen die Gelenkgrube noch flach sowie das Tuberculum articulare kaum vorhanden ist, erwerben diese beiden Strukturen bereits in den ersten Lebensjahren ihr charakteristisches Aussehen [4], [13].

Anhand von aktuelleren Studien konnte dieses Wachstumsverhalten bestätigt und sogar konkretisiert werden. Die Fossa mandibularis wächst dabei nach hinten, unten, und nimmt während dieser Umbauprozesse an Dicke zu [8], [13], [68]. Das Wachstum des „postglenoid tubercle“ ist um das dreizehnte Lebensjahr abgeschlossen [31].

Das Tuberculum articulare unterliegt ebenfalls enormen Umbauprozessen. Studien zeigen, dass das Tuberculum bereits nach 2 Jahren 50% seiner endgültigen Morphologie erreicht hat [40]. Nach 20 Jahren hat es annähernd seine endgültige Form angenommen [29]. Es bestehen Zusammenhänge zwischen der Wachstumsaktivität und den Phasen der Dentitionen [30]. Dem Tuberculum wird mit die größte Anpassungsfähigkeit im Gelenk zugeschrieben [32].

1.1.4.2 Wachstumsverhalten unter unphysiologischen Bedingungen

Ein genau gegenteiliges Wachstumsmuster der Fossa mandibularis wird unter unphysiologischen Bedingungen beobachtet. Wird die physiologische Kondylus-Fossa-Relation durch therapeutische Intervention aufgehoben, so setzt ein verändertes Wachstumsverhalten ein. In zahlreichen Studien konnte dieses

Verhalten an Mensch und Tier nachgewiesen werden. Es findet ein Wachstum bzw. eine Knochenapposition im Bereich der „Postglenoid Spine“ nach vorne unten statt [42], [43], [51], [52], [67], [68].

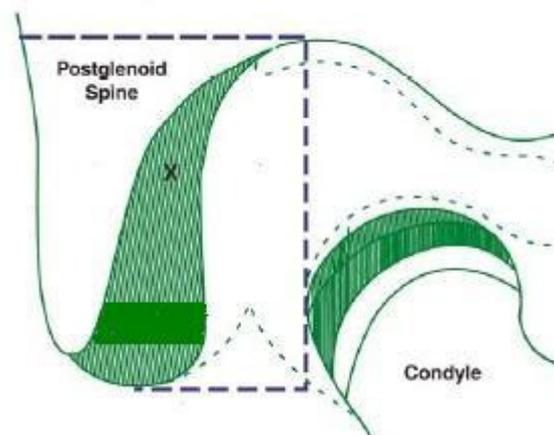


Abbildung 1.3: Sagittalschnitt durch das Kiefergelenk; Knochenapposition im anterioren Bereich der Postglenoid Spine nach vorne unten [68]

Dies wird als Versuch betrachtet, das Missverhältnis zwischen Kondylus und Fossa auszugleichen und somit eine weitestgehend normale Funktion während der Behandlung zu erzielen.

Das Wachstum scheint abhängig vom Maß der Verlagerung des Kondylus, von der Menge der Proliferation und von der Kommunikation über das retrodiskale Gewebe, zu sein. Das Anpassungspotential der Fossa bleibt, im Gegensatz zum Kondyluswachstum, bis weit ins Erwachsenenalter hinein, erhalten [66].

1.2 Computertomographie

Das Wort Computertomographie leitet sich aus den griechischen Wörtern **τομή** und **γράφειν** ab. Übersetzt bedeuten diese Wörter „Schnitt“ und „schreiben“. So wird das Grundprinzip der Computertomographie deutlich. Man erhält aus einer Vielzahl an Querschnittsbildern eines Objektes ein dreidimensionales Bild.

Dafür werden aus verschiedenen Richtungen Röntgenbilder aufgenommen, indem sich ein mechanisch verbundenes Röntgenröhren-Detektor-System kreisförmig um die Längsachse des Patienten dreht. Die Daten werden anschließend von einem Computer ausgewertet. Man erhält so nahezu überlagerungsfreie Bilder.

Der Einzug der Computertomographie stellt für die Kiefergelenksdiagnostik einen großen Fortschritt dar. Mittels dieser können knöcherne Gelenkstrukturen detailliert beurteilt werden [33].

1.2.1 Historie der Computertomographie

- Oft liegen die Dinge so, dass mathematische Theorien in abstrakter Form vorliegen, vielleicht als unfruchtbare Spielerei betrachtet, die sich plötzlich als wertvolle Werkzeuge für physikalische Erkenntnisse entpuppen und so ihre latente Kraft in ungeahnter Weise offenbaren -

(aus der Antrittsrede des Mathematikers Johann Radon als Rektor der Universität Wien im Jahre 1954 [20])

Das grundlegende mathematische Verfahren der Computertomographie wurde bereits im Jahre 1917, von einem böhmischen Mathematiker, namens J.H.

Radon, entwickelt. Durch die Nutzung bzw. Umkehrung der Radon-Transformation ist es möglich, aus den gemessenen Projektionen das zweidimensionale Bild zurückzugewinnen. Unter der Radon-Transformation versteht man das Signal, welches nach Durchstrahlung des Objektes am Detektor ankommt.

$$\mathcal{R}(f)(m, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, mx + b) dx$$

Abbildung 1.4: Radontransformation (Integraltransformation) [28]

Erst Jahrzehnte später setzte der Physiker A.M. Cormack in den 60ern einen weiteren Meilenstein in der Entwicklung der Computertomographie. Er entwickelte, auf Grundlagen von Radons Berechnungen, zwischen 1957 und 1963 ein Verfahren zur Berechnung der Absorptionsverteilung im menschlichen Körper aus Transmissionsmessungen. Mit dieser Methode war man in der Lage aus hunderttausenden von Messwerten Schnittbilder zu errechnen. Er vertrat dabei die Meinung, dass auch die geringsten Absorptionsunterschiede wie z.B. Weichteilgewebsunterschiede darstellbar sein müssten, konnte diese jedoch nie praktisch nachweisen [28].

Letztendlich war es im Jahre 1972 der englische Ingenieur namens G.N. Hounsfield, der zusammen mit J. Ambrose die ersten klinischen Untersuchungen mit der Computertomographie durchführte. Er gilt als Erfinder dieser Aufnahmemöglichkeit des menschlichen Körpers in der Röntgentechnik. Zu Beginn der CT-Ära wurde sie als wichtigste Erfindung, seit Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahre 1895 von W.C. Röntgen, gefeiert.

Für die grundlegenden Arbeiten bekamen Cormack und Hounsfield 1979 den Nobelpreis. Nachdem 1972 die erste Computertomographie an einem Menschen erfolgte, wurde die technologische Entwicklung, bis auf Ausnahme der achtziger Jahre, stetig vorangetrieben [9].

So kam es durch das Streben nach kürzeren Untersuchungszeiten (sowohl für die Scanzeit zur Erstellung eines einzelnen Bildes als auch für die gesamte Untersuchungszeit für den Patienten), einer verbesserten Bildqualität, einer Erhöhung des Bedienkomforts und gleichzeitig einer Reduktion der Kosten insbesondere in den 90er Jahren, mit der Einführung der Spiral-CT, zum ersehnten Innovationsschub [64].

Es handelt sich hierbei um eine kontinuierliche Aufnahme, bei der die Patientenliege mit einer konstanten Geschwindigkeit durch die Öffnung des Computertomographen (gantry) befördert wird. Zugleich kreist eine Einheit aus Röntgenröhre und Detektor kontinuierlich (aufgrund der Entwicklung der Schleiftechnologie) um den Patienten. Lange Aufnahmezeiten konnten dank der Spiral-CT deutlich reduziert werden und mit Ihnen auch die Gefahr von Bewegungsartefakten. Die schichtweise Bildrekonstruktion erfolgt aus dem primär gemessenen spiralförmigen Rohdatensatz durch Messwertinterpolation mit variablen Schichtabständen. Eine schrittweise Aufzeichnung einzelner Schichten bzw. eine Messung sequentiell Schicht um Schicht, wie bei der konventionellen Tomographie, gibt es bei der Spiral-CT nicht mehr.

Natürlich bedurfte es einer schrittweisen Entwicklung, bis es zur Umsetzung einer solchen Technologie kommen konnte. Grundsätzlich unterscheidet man aus historischer Sicht vier Gerätetypen. Die Gerätetypen der ersten beiden Generationen, so genannte „Schädelscanner“ (fast alle kommerziellen Gerätetypen dieser Generationen boten nur ein Messfeld für Schädeluntersuchungen), beruhen auf dem Translations-Rotations-Prinzip. Aufnahmen des Schädels entstanden durch eine Dreh- und anschließende geradlinige Verschiebewegung von Röhre und Detektor. Bei der ersten Generation erfolgte dabei die Abtastung über Translation und Rotation des Messsystems mit einem Nadelstrahl, bei dem der zweiten Generation mit einem kleinen Fächerstrahl.

Geräte der dritten bzw. vierten Generation zeichnen sich im Gegensatz zu den ersten beiden Generationen durch eine kontinuierliche 360°-Rotation um den Patienten aus. Beim Gerät der dritten Generation kreist der Detektor und die

Röhre (Gerätetyp der 3. Generation) um den Patienten, beim Gerätetyp der vierten Generation ist hingegen der Detektorring feststehend [9], [20], [28], [44], [53].

Die „3. Generation“ mit rotierendem Detektor hat sich inzwischen gegen die „4. Generation“ mit stationärem Detektorring weitgehend durchgesetzt.

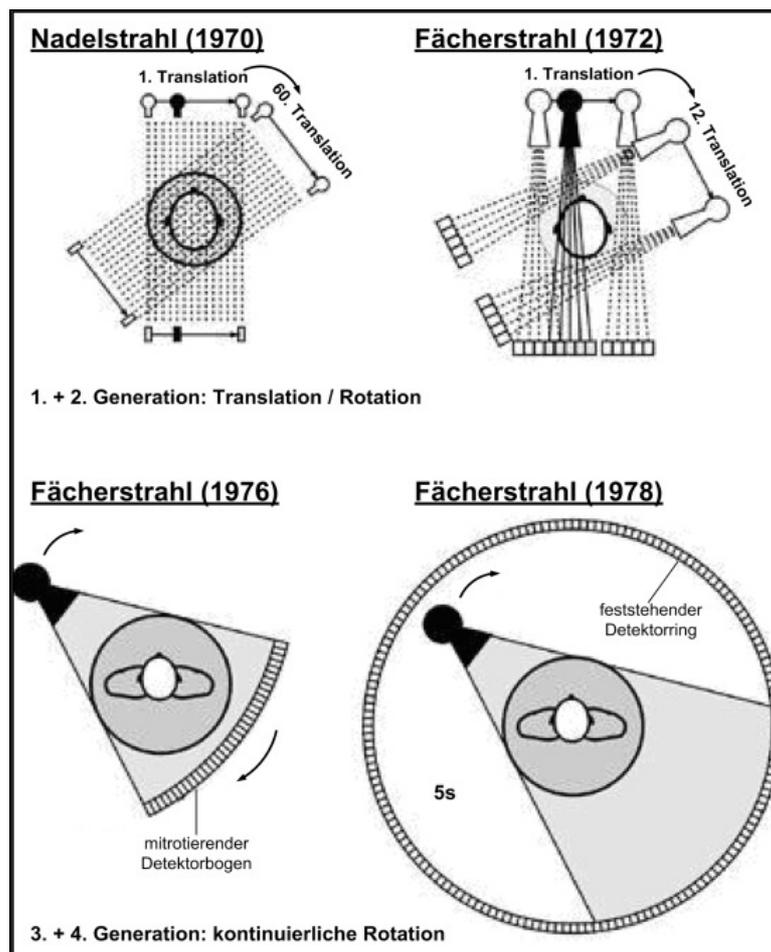


Abbildung 1.5: Gerätegenerationen in der CT-Historie [28]

Ein weiterer Höhepunkt nach der Spiral-CT war die Einführung von Mehrschicht-CT-Systemen mit Rotationszeiten von nur 500 ms im Jahr 1998. Mit diesen Geräten wurde eine Verkürzung der Volumenaufnahmezeiten um den Faktor 8 gegenüber den üblichen 1s-Systemen mit Einzeilendetektor ermöglicht. Auf dem gleichen Prinzip beruhend (siehe Spiral-CT), werden zwei

transaxiale Schichten durch Benutzung zweier paralleler Detektorbänke aufgenommen. Aufgrund der Verkürzung der Aufnahmezeit kommt es ebenso zur Verringerung von Bewegungsartefakten [28], [64].

Mit dem Erscheinen des Cone-Beam-Scanners im Jahre 2001 erzielte man aufgrund parallel geschalteter Sensorfelder mit einem einzigen Umlauf um den Patienten die Aufzeichnung eines kompletten Kopfvolumens. Hinsichtlich der kompakten Bauweise und der Kosten könnte dieses Gerät in Kombination mit einer weiteren Dosisreduktion in naher Zukunft eine Alternative zum OPG darstellen [2], [72]. Heute, im Jahre 2006, ist es dank des Dual-Source-Computer-Tomographie-System (DSCT) möglich, Bilder vom schlagenden Herzen darzustellen (Abb. 1.6).

Durch die Integration zweier Röntgenstrahler und Detektoren ermöglicht das Gerät präzise Bilder schnell oder unregelmäßig schlagender Herzen in höchster Auflösung (Abb. 1.6). Dieses System stellt einen weiteren Quantensprung in der Medizin dar. Zudem wird bei der Dual Source CT die Strahlendosis auf ein Niveau verringert werden, das erheblich unter dem der Single Source CT liegt [1], [16], [50].

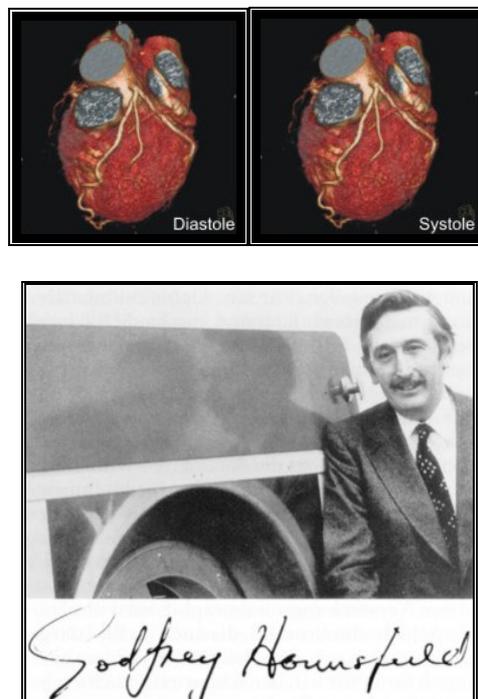


Abbildung 1.6: Der englische Ingenieur G.N. Hounsfield [28]

Während der gesamten über 30jährigen Geschichte der Computertomographie, hing die Leistung der CT von vielen verschiedenen Leistungsfaktoren ab (Detektor, der Rekonstruktionsalgorithmus, die Strahlenquelle, die verwendete Strahlendosis, die Computer und Displayelektronik und die Software für die Nachbearbeitung). Durch stetige Verbesserung erzielte man immer kürzere Aufnahmezeiten und eine immer höhere Bildqualität [28].

1.2.2 Funktionsweise des Computertomographen

Bei der Computertomographie dreht sich ein mechanisch verbundenes Röntgenröhren-Detektor-System kreisförmig um die Längsachse des Patienten. Dabei wird die Intensität eines fächerförmigen, bleistiftdünnen Röntgenstrahlbündels, das durch das zu untersuchende Objekt geschickt wird, mittels mehrerer Detektoren aufgezeichnet. Dabei wird diese mit der ausgesendeten Strahlungsintensität verglichen und man erhält Aufschluss über die Attenuation (Abschwächung) der Strahlung durch das zu untersuchende Gewebe. Dieser Schwächungskoeffizient wird durch Graustufen ersichtlich. Je mehr Strahlenenergie von dem bestrahlten Körper absorbiert wird, und folglich weniger Energie nach Durchdringung registriert wird, desto heller wird der Körper auf dem CT-Bild dargestellt. Körper dagegen, die eine besonders geringe Dichte haben, werden durch dunkle Graustufen repräsentiert.

Angegeben werden diese, zu Ehren des Erfinders, auf der Hounsfield Skala (siehe Abbildung 1.7) durch die Hounsfield Einheiten (Die Eichung ist dabei vom jeweiligen Hersteller des CT abhängig).

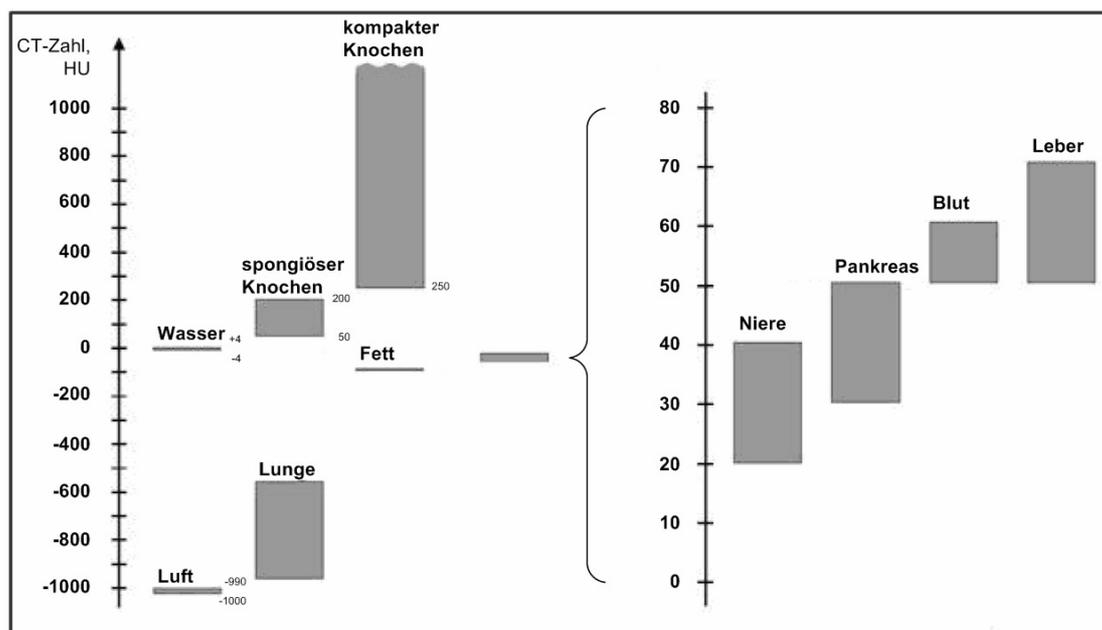


Abbildung 1.7: Hounsfield-Skala [28]

Feste Fixpunkte stellen in dieser Skala Luft mit -1000 HU und Wasser mit 0 HU dar. Sie sind unabhängig von der Energie der Röntgenstrahlung. Kompaktes Knochengewebe wird mit >1000 Hounsfield Einheiten angegeben. Nach oben ist die Skala offen, aber in der praktischen Anwendung auf 12 Bit begrenzt. Das entspricht in Hounsfield Einheiten einem Bereich von minus -1024 HU bis plus 3071 HU. Es stehen folglich 4096 (= 2 hoch 12) unterschiedliche Werte, also Graustufen, zur Verfügung.

Dem menschlichen Auge ist es lediglich möglich zwischen maximal 60 bis 80 Graustufen zu unterscheiden (Fensterung).

2 Ziel der Arbeit

Schon lange versucht man in der Kiefergelenkdiagnostik, eine Gesetzmäßigkeit in der Lagebeziehung der ossären Strukturen zueinander zu finden. Bereits im Jahre 1899 untersuchte der Anthropologe Aurel von Török diesen Sachverhalt, blieb aber hinsichtlich einer allgemeingültigen Erkenntnis erfolglos [65].

Auch heute im 21. Jahrhundert spielt die Frage nach der Möglichkeit eines allgemeingültigen, beschreibbaren Verhältnisses zwischen Kondylus und Fossa eine entscheidende Rolle. Dabei ist nicht nur die physiologische Situation der ossären Gelenkstrukturen von großem Interesse, sondern insbesondere die Relation und die Verhaltensweisen der Gelenkstrukturen unter pathologischen Umständen.

Sowohl zur Lagediagnostik des Kondylus zur Fossa mandibularis [3], [18], [25], [26], [27], [52] als auch zum Adaptionspotential der ossären Strukturen [14], [35], [60], [61], [63] existieren bereits einige Studien. Jedoch wird in keiner dieser Studien das komplette Gelenkspaltvolumen in seiner dreidimensionalen Ausdehnung erfasst.

Um jedoch aussagekräftige Daten über das Kiefergelenkvolumen zu erhalten, ist es nötig das Gelenk in seiner gesamten Volumetrie zu erfassen. Allgemeingültige Aussagen zur funktionsabhängigen Volumenveränderung des Kiefergelenkspaltes bzw. zu dessen Abhängigkeit zu Alter, Geschlecht, Gelenkseite und zum Adaptionspotential des Os temporale könnten einen wesentlichen Beitrag zum funktionellen und ästhetischen Erfolg in der Kieferorthopädie und in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie leisten. Der Kondylus erscheint aufgrund seiner ausgesprochenen Formvariabilität als ungeeigneter Repräsentant für das Kiefergelenk. Das Kiefergelenkspaltvolumen bietet dagegen, als negatives Abbild aller Gelenkstrukturen, geradezu ideale Voraussetzungen, um Gesetzmäßigkeiten des Verhaltens der ossären Strukturen darzustellen.

Zum Kiefergelenkspalt existieren nur wenige dreidimensionale Studien [3], [11], [18], [19], wobei zur dessen Volumetrie bzw. zur Ausdehnung ebenfalls keine Daten vorliegen.

Anhand von 451 Gelenken (ein Gelenk war nicht auswertbar) wurde das Spaltvolumen berechnet. Die dabei angewandte Methode zur Ermittlung des Kiefergelenkspaltvolumens sowie der Nachweis Ihrer Reproduzierbarkeit wurde bereits in zurückliegenden Arbeiten nachgewiesen [15], [22].

Das Patientenkollektiv wurde in vier Gruppen unterteilt, wobei die mundgeöffnete (moG) und mundgeschlossene (mgG) zur Kontrollgruppe, die Resorptions- (RESG) und die Sklerosierungsgruppe (SKLG) zur pathologischen Gruppe zählt. Das Patientenmaterial wurde hinsichtlich folgender Fragestellungen untersucht:

1. Weisen die Patientengruppierungen Unterschiede hinsichtlich des Volumens oder der Volumenfraktion auf?
2. Besteht eine Abhängigkeit der Messwerte zum Alter, Geschlecht, zur Gelenkseite oder zur Schädelgröße?
3. Besteht ein Zusammenhang zwischen dem absoluten Volumen und der Volumenfraktion?
4. Lassen sich funktionsabhängige Adaptionsvorgänge im Os temporale nachweisen?

3 Material und Methode

3.1 Patientenmaterial (Herkunft/ Transport/ Bearbeitung)

Herkunft

Das benötigte Patientenmaterial zur Bestimmung des Kiefergelenkspaltvolumens, des Pseudomaximalvolumens (V_{max}) und der daraus resultierenden Volumenfraktion (V_{fr}) wurde dem elektronischen Bildarchiv des Instituts für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster entnommen. Dabei wurden ausschließlich die Patienten ausgewählt, die in der Kategorie CT „Head“, „CT-Angio“ und „CT-NNH“ im lokalen RADOS (lokales Radiologie-Informationssystem) vorhanden waren. Weitere Auswahlkriterien waren zum einen eine maximale Schichtstärke der CT-Bilder von ca. 2mm, sowie zum anderen eine vollständige Darstellung des knöchernen Schädels. Zum Ausschluss kam es hingegen bei Patientenmaterial, welches einschneidende Pathologien im Sinne syndromaler oder dysmorpher Schädelveränderungen und Polytraumen mit Beteiligung des Viscerocranium aufwies.

Transport

Die ausgewählten CT-Bilder konnten im Dicom Format im Radiologischen Institut auf CD gebrannt und zur anschließenden Auswertung verwendet werden. Dicom (Digital Imaging and Communication in Medicine) stellt einen weltweit offenen Standard zum Austausch von digitalen Bildern der Medizin dar und ermöglicht eine Interoperabilität zwischen Systemen verschiedener Hersteller. Zusätzlich lassen sich zudem diverse weitere Informationen, wie der Name und das Geburtsdatum des Patienten, Datum und Uhrzeit der Röntgenaufnahme, Studienbeschreibung, Geräteparameter, Strahlendosis, Kontrastmittelgabe usw. entnehmen [23].

Bearbeitung

Die CT-Datensätze wurden mithilfe eines plattformunabhängigen Bildbearbeitungs- und Bildverarbeitungsprogramm namens ImageJ bearbeitet [7].

Die anschließende Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 14.0. Eine eingehende Beratung und Überprüfung der verwendeten statistischen Verfahren, erfolgte in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Informatik und Biomathematik der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster.

Das Volumen des Kiefergelenkspaltes, das Pseudomaximalvolumen (V_{\max}) und die daraus resultierende Volumenfraktion (V_{irc}) wurde von insgesamt 226 Patienten ermittelt. Die ermittelten Messwerte wurden gruppenspezifisch und untereinander hinsichtlich Alter, Größe, Geschlecht, Gelenkseite und Pneumatisationsqualität untersucht und analysiert.

Das Patientenmaterial wurde vier verschiedenen Gruppen zugeordnet. Zum einen, einer Kontrollgruppe, die sich wiederum in eine mundoffene (moG) und in eine mundgeschlossene Gruppe (mgG) unterteilt, und zum anderen einer pathologischen Patientengruppe, die sich aus einer Resorptionsgruppe (RESG) und einer Sklerosierungsgruppe (SKLG) zusammensetzt. Die exakten Definitionen und Kriterien werden in den folgenden Abschnitten eingehend definiert, erläutert und anhand graphischer Darstellungen veranschaulicht.

3.1.1 Kontrollgruppen

Die Untersuchung der funktionsabhängigen Volumenveränderung setzt voraus, dass man den pathologischen veränderten Gelenken (RESG/SKLG), Gelenke gegenüberstellt, die als physiologisch d.h. als gesund bezeichnet werden (moG/mgG). Um nun aber eine Zunahme oder Abnahme des Volumens eindeutig als pathologisch bezeichnen zu können, musste zunächst darüber nachgedacht werden, ob eine Volumenveränderung auch unter physiologischen Umständen vorkommen kann. Diese Variabilität des Volumens tritt beim Gesunden durch die Verlagerung des Kondylus bei der Mundöffnung auf. Deshalb wurde die Kontrollgruppe wiederum in eine Gruppe mit geöffnetem und mit geschlossenem Mund unterteilt.

Die Zuordnung fand durch Betrachtung der CT-Datensätze aus horizontaler bzw. sagittaler Sicht statt.

Zu den Exklusionskriterien der Kontrollgruppe mit geöffnetem und geschlossenem Mund zählen:

1. Gelenkveränderungen, die als Sklerosierungen und Resorptionen erkennbar sind.
2. Pathologien im Sinne syndromaler oder dysmorpher Schädelveränderungen und Polytraumen mit Beteiligung des Viscerocranium.

3.1.1.1 Mundoffen (moG)

Die Patienten mit geöffnetem Mund waren zumeist intubiert und in einem relaxierten Zustand. Der Begriff „mundoffen“ wurde dabei über die Mindestgröße des den Mundraum verlassenden Endotrachealtubus und der daraus folgenden diskulierten Position des Unterkiefers definiert. Alle

Patienten, deren Zähne weiter diskludivert waren als durch den Durchmesser des Tubus vorgegeben, zählen ebenfalls zur mundoffenen Gruppe.



**Abbildung 3.1: Darstellung eines mundoffenen Patienten mit Endotrachealtubus
(Ansicht von lateral)**

3.1.1.2 Mundgeschlossen (mgG)

Bei der Patientengruppe mit geschlossenem Mund handelt es sich um Patienten, bei denen sich Ober- und Unterkieferzahnreihen in Okklusion befinden. Eine weitere Differenzierung der Interkuspitation wurde nicht vorgenommen.

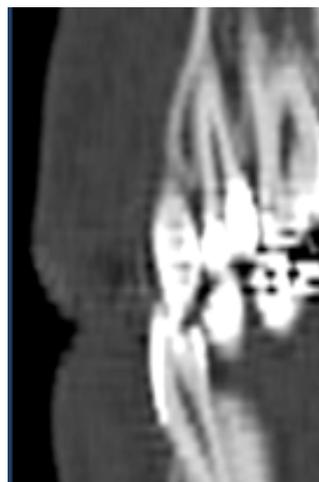


Abbildung 3.2: Darstellung eines mundgeschlossenen Patienten (Ansicht von lateral))

3.1.2 Pathologische Befundgruppen

3.1.2.1 Sklerosierungsgruppe (SKLG)

Hierbei handelt es sich um Patienten mit Sklerosierungen im Bereich des Kondylus. Unter einer Sklerosierung versteht man in diesem Zusammenhang eine Gewebevermehrung knöcherner Gelenkstrukturen.

Anhand der CT-Datensätze sind diese sowohl aus sagittaler als auch aus horizontaler Sicht dadurch zu erkennen, dass der Kondylus eine nicht durchgehende scharf begrenzte Kontinuität, sondern eher eine ausstülpende, fransige Form aufweist. Im Umkehrschluss kann zu den oben genannten Erläuterungen also folgendes Inklusionskriterium definiert werden:

1. Gelenke, die hinsichtlich der physiologischen Kondylus-Fossa Beziehungen Veränderungen, im Sinne einer Verkleinerung des Kiefergelenkspaltes und zusätzlich hinsichtlich ihrer Morphologie, aufweisen.

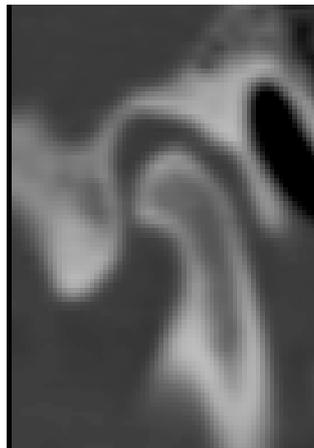


Abbildung 3.3: Darstellung eines Sklerosierungsgelenkes mittels CT (Ansicht von lateral)

3.1.2.2 Resorptionsgruppe (RESG)

Gelenke dieser Gruppe weisen eine Resorption im Bereich des Kondylus auf. Analog zur Definition einer Sklerosierung handelt es sich bei Resorptionen um einen Gewebeverlust knöcherner Gelenkstrukturen. Ebenso ist kein kontinuierlicher knöcherner Verlauf des Kondylus zu erkennen. Vielmehr zeigen diese Gelenke einen verkleinerten Kondylus mit einer diffus, fransigen Oberflächenbeschaffenheit. Als Inklusionskriterium gilt folgende Definition.

1. Gelenke, die hinsichtlich der physiologischen Kondylus-Fossa Beziehungen Veränderungen, im Sinne einer Vergrößerung des Kiefergelenkspaltes und zusätzlich hinsichtlich ihrer Morphologie, aufweisen.

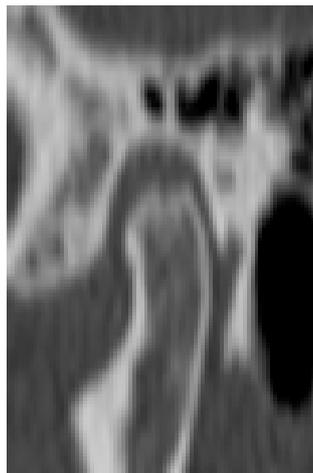


Abbildung 3.4: Darstellung eines Resorptionsgelenkes mittels CT (Ansicht von lateral)

3.2 Kiefergelenkvolumenberechnung

3.2.1 Festlegung der Grenzebene (G_E)

Zur Bestimmung des Kiefergelenkspaltvolumens (V) musste zunächst eine Methode entwickelt werden, die eine exakte und reproduzierbare Bestimmung einer kaudalen Grenzebene innerhalb der Fossa mandibularis ermöglicht. Zur Festlegung dieser Grenzebene bedient man sich so genannter landmarks. Deren Reproduzierbarkeit wurde bereits in der Studie von Christian Fleuter nachgewiesen [15]. Man unterscheidet in der Literatur die radiologisch-anatomischen landmarks von den fuzzy-landmarks. Die letzteren jedoch sind wesentlich weiträumiger definiert und entsprechen nicht wie die radiologischen-anatomischen einer klar festgelegten Struktur, sondern eher einer annähernden Beschreibung eines interessierenden Areals, die je nach Untersucher unterschiedlich ausfällt.

Bei der verwendeten Methode wurden landmarks vom radiologisch-anatomischen Typ verwendet. Diese für die Festlegung der kaudalen Grenzebene bedeutenden Punkte sollen im Anschluss graphisch dargestellt bzw. kurz erläutert werden.

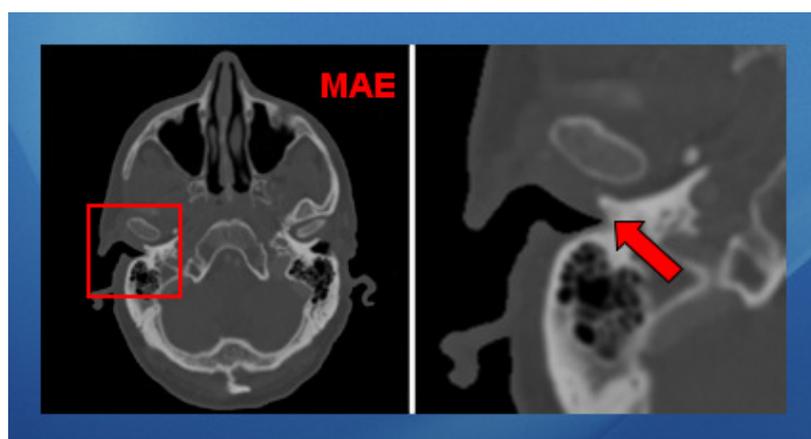


Abbildung 3.5: Meatus acusticus externus (MAE) [15]

Der Punkt MAE (Abb. 3.5) stellt die dorsale Begrenzung der Gelenkgrube dar; er liegt in der Schicht der kaudalen, lateralen Begrenzung des Meatus acusticus externus; er soll genau in der Schicht liegen in der die schwarz dargestellte Weichteilöffnung gerade bzw. zum ersten Mal die hell dargestellte knöchernerne Begrenzung berührt.

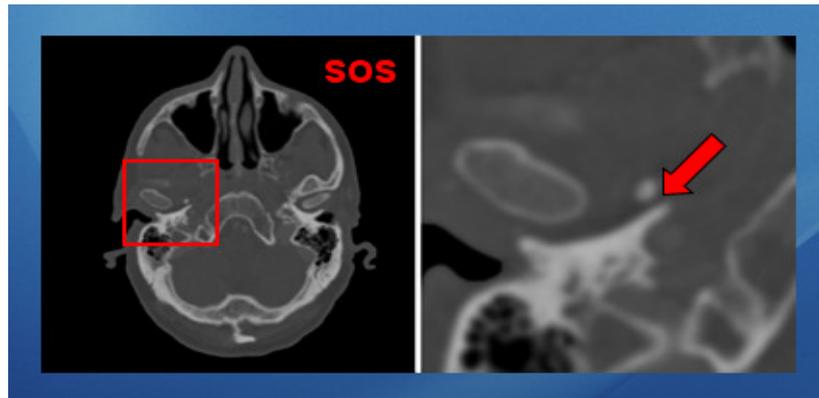


Abbildung 3.6: Spina ossis sphenoidalis (SOS) [15]

Der zweite Punkt (Abb. 3.6) begrenzt die Gelenkgrube von medial. Er stellt die Verlängerung der Fissura petrotympanica nach medial dar; der Punkt wird im kaudalen Bereich der Spina ossis sphenoidalis in den Eingang der Spalte gesetzt; er wird so gewählt, dass gerade zum ersten Mal eine Durchgängigkeit (siehe Pfeil) zwischen den beiden hellen Strukturen zu erkennen ist.

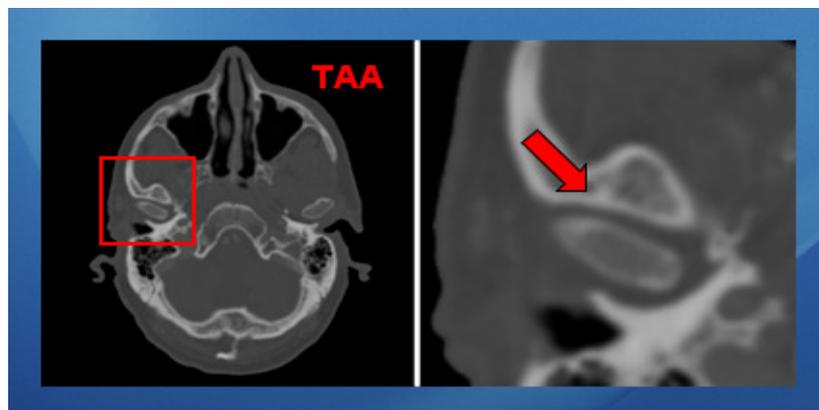


Abbildung 3.7: Tuberculum articulare anterior (TAA) [15]

Das Tuberculum articulare anterior (Abb. 3.7) befindet sich anterior der Fossa. Der Punkt befindet sich auf der maximalen Erhebung des Tuberculum. Dies kann stets durch einen Reslice überprüft werden, der das Kiefergelenk nicht wie üblich aus der horizontalen Ansicht zeigt, sondern von lateral in einer Sagittalansicht. Liegt der Punkt zu weit kaudal (im Schwarzen) bzw. zu weit kranial innerhalb der knöchernen Struktur (im Hellen), so müssen immer alle bereits gesetzten Punkte neu gesetzt werden.

In der horizontalen Ansicht werden die oben aufgeführten Anforderungen erfüllt, wenn die knöcherne Begrenzung des Kiefergelenkes gerade noch durchgängig sichtbar ist.

3.2.2 Dreidimensionale Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grenzebene des Kiefergelenkes

Nachdem man die für die Grenzebene benötigten drei Punkte festgelegt hat, folgt die Rotation des CT-Datensatzes im dreidimensionalen Raum. Eine kaudale Grenzebene ist definiert. Die landmarks liegen alle in derselben Schichtebene. In der Regel liegen nämlich die oben beschriebenen Punkte in unterschiedlichen Schichten, so dass der Gelenkspalt erst nach der Rotation auf die Grenzebene ausgerichtet ist. Anbei liegt eine detaillierte Anleitung für den Umgang mit der benötigten Auswertungssoftware ImageJ unter Verwendung des TMJ_Rotation-Plugin. Sie beinhaltet ebenso das Vorgehen zum korrekten Setzen der landmarks, zur Berechnung und Durchführung der notwendigen Rotationen sowie zur verwendeten Nomenklatur des Dateisystems.

1. Nach dem Start von ImageJ folgt die Öffnung einer Patienten-Datei mit der Endung .zip, z.B. mustermann_m.zip, öffnen (File → Open).

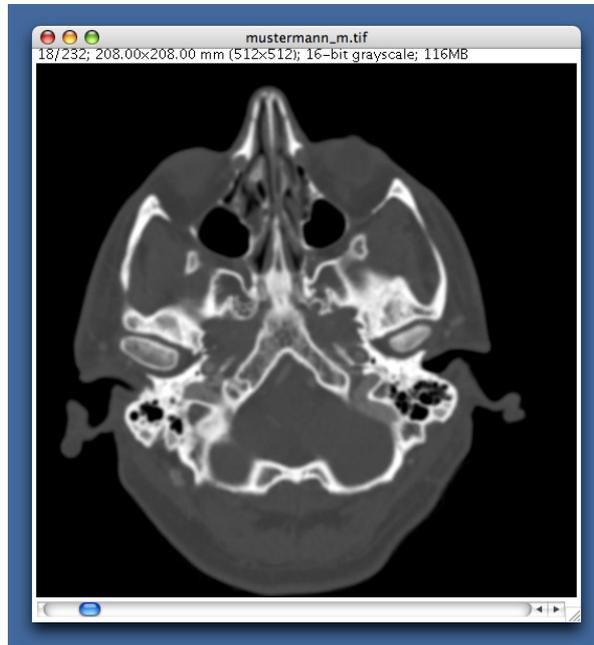


Abbildung 3.8: Darstellung eines geöffneten CT Patientendatensatzes mittels ImageJ

2. Oben links im Stack-Fenster wird die Slice-Nr und die Anzahl der Slices, z.B. 1/125 angegeben. Die erste Schicht sollte oben im Schädel liegen, so dass von oben nach unten gescrollt wird. Wenn dies nicht der Fall ist, dann muss der Stack umsortiert werden (Plugins → Stack Reverser). Die Änderungen sollten abgespeichert werden (File → Save as → ZIP). Dazu muss die alte Datei überschrieben werden (Replace).
3. Als nächstes müssen die Einstellungen des Stacks überprüft werden (Image → Properties). Unit of Length muss immer in Millimetern angegeben sein. Pixel/Unit und Slice Spacing können aus dem Info-file entnommen werden.
4. Properties mit OK verlassen.
5. Mit dem Fenster-Schieber scrollt man durch die Schichten und sucht den Gelenkbereich auf. Alternativ zum Schieber funktionieren auch die Tasten „Punkt“ und „Komma“. Es wird mit dem Ausschneiden des linken Gelenkes

begonnen. Alle kommenden Ausführungen beziehen sich auf das linke Gelenk. Beim rechten Gelenk muss entsprechend umgedacht werden!

6. Mit dem Rectangular Selection Tool wird das linke Gelenk sehr großzügig markiert, so dass Teile des Ohres miterfasst werden. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird bestimmt, indem man den weißen Punkt auf der grünen Markierung mit der Maus fasst, und durch Bewegungen mit der Maus die Größe verändert. Durch Drücken der Shift-Taste verändert sich die grüne Markierung von einem Rechteck zu einem Quadrat. Die Größe des ausgewählten Bereiches wird auf dem ImageJ Toolbar angezeigt. Nun wird das Zentrum des Quadrates in den Mittelpunkt des Kondylus gelegt.

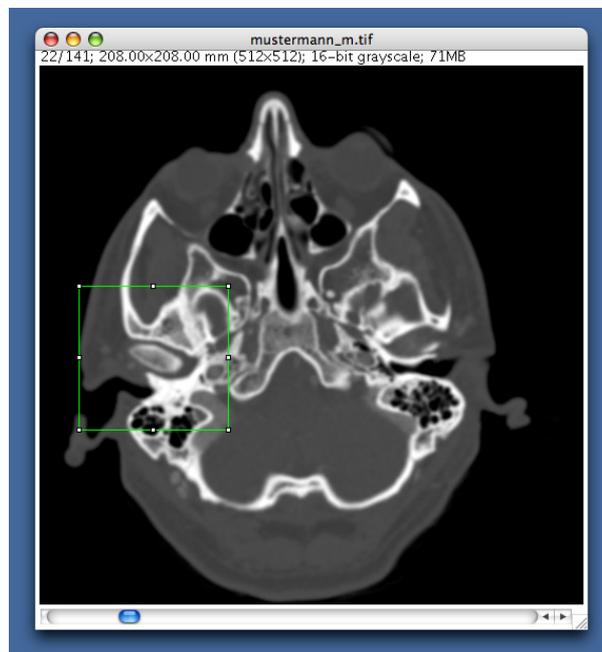


Abbildung 3.9: Markiertes Kiefergelenk mithilfe des Rectangular Selection Tool

7. Das Bild wird auf die ausgewählte Größe zurechtgeschnitten (Image → Crop).

8. Die Änderungen werden abgespeichert (File → Save as → ZIP). Es wird jetzt die Endung „_kgl“ für „Kiefergelenk links“ angehängt. Aus mustermann_m.zip wird jetzt mustermann_m_kgl.zip.

9. Die landmarks werden aufgesucht (siehe Kapitel 3.2.1 Festlegung der Grenzebene G_E) und mit dem Crosshair Tool mit Punkten markiert. Hierbei geht man streng nach dem vorgegebenen Protokoll der landmark Definitionen vor und beachtet folgende Reihenfolge: 1. MAE, 2. SOS, 3. TAA. Es empfiehlt sich, das Bild mit der Lupe zu vergrößern.

10. Wenn man den ersten Punkt setzt, geht ein Results Fenster auf, in dem die Koordinaten angezeigt werden. Wichtig zu wissen ist, dass die Punkte nicht gelöscht werden können. Das heißt, wenn ein Fehler auftritt, muss von vorne begonnen werden. Dazu bitte das File schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save), das Results Fenster schließen (Don't save) und erneut laden (File → Open → mustermann_m_kgl.zip); die x,y,z Koordinaten werden jeweils notiert und später in das unter Punkt 12 erwähnte Fenster eingegeben.

Nachdem alle Punkte gesetzt sind, muss der Stack abgespeichert werden (File→ Save as → ZIP). Es wird jetzt die Endung „p“ für „Punkte“ angehängt. Aus mustermann_m_kgl.zip wird jetzt mustermann_m_kglp.zip.

Bevor man nun zum Punkt 11 wechselt, sollte man sich genau die Schichten notieren, in denen das Kiefergelenk liegt, und zudem einen Sicherheitsabstand nach cranial und caudal berücksichtigen.

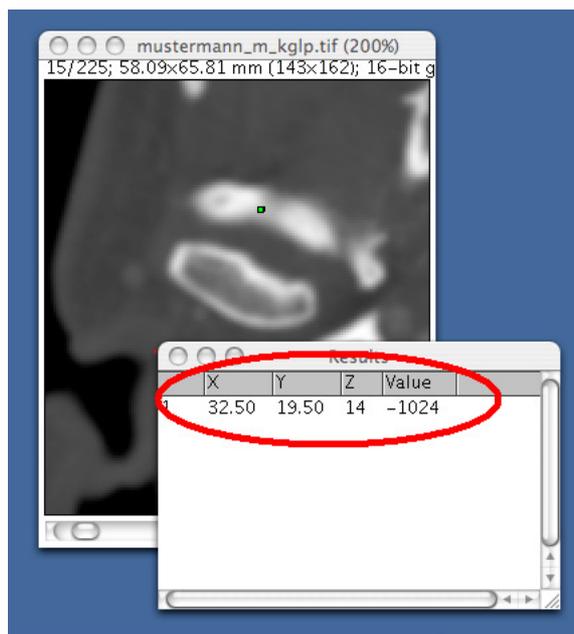


Abbildung 3.10 : Koordinaten des gesetzten landmarks

11. Das Results Fenster wird geschlossen (durch Klick des roten Punktes).

12. Es folgt der Start des TMJ-Rotation Plugin (Plugin → TMJ_Rotation)

Hier werden nun die unter Punkt 10 notierten Koordinaten der landmarks eingegeben. Am Ende des ganzen Vorgangs erscheint ein Ergebnisfenster, in dem der Normalenvektor und die beiden Rotationswinkel angegeben werden. Die Vorzeichen entsprechen den Rotationsrichtungen. Zur Kontrolle werden auch die zuvor eingetragenen Koordinaten und die aus dem Dicomdatensatz ausgelesene Schichtdicke aufgeführt.

13. Es erscheint automatisch das Plugin „Substack Maker“. Hier werden die Schichten eingegeben, in denen das Kiefergelenk abgebildet ist. Die Schichten wurden am Ende von Punkt 10 notiert.

Alle Schichten, die außerhalb des angegebenen Bereiches liegen, werden gelöscht. Das Ergebnis wird als neuer Stack in einem neuen Fenster geöffnet.

14. Das Plugin bestimmt im Folgenden selbst die Schichtstärke aus dem Dicom-Datensatz, berechnet die Rotationswinkel und führt die Rotationen aus.

15. Die zuvor gesetzten Punkte MAE, SOS und TAA liegen nun alle in einer Ebene, die Grenzebene ist definiert.



Abbildung 3.11: Alle landmarks liegen nun in einer Schichtebene (Grenzebene GE)

16. Der Stack wird abgespeichert (File → Save as → zip). Es wird noch die Endung rot oder r1r2r3 für „rotiert“ angehängt. Aus mustermann_m_kglp.zip wird mustermann_m_kglprot.zip oder mustermann_m_kglpr1r2r3.zip.

17. Bei der Reformatierung des rechten Kiefergelenks wird analog verfahren.

Es müssten in dem Ordner mustermann_m, ohne Berücksichtigung der anderen Gelenkseite, folgende 4 Files vorliegen:

mustermann_mkgl.zip	linkes Gelenk zugeschnitten
mustermann_mkglp.zip	linkes Gelenk mit Punkten
mustermann_mkglpr1r2r3.zip oder	linkes Gelenk nach Rotation
mustermann_mkglprot.zip	
mustermann_m.zip	Originaldatensatz [15]

3.2.3 Segmentierung des Kiefergelenkspaltes

Nachdem nun das Kiefergelenk nach der Grenzebene (G_E) ausgerichtet worden ist, beginnt man mit der Segmentierung des Kiefergelenkes. Mithilfe von ImageJ und dem Setzen eines Thresholdes werden die knöchernen Anteile der Fossa und des Kondylus vom Weichgewebe des Gelenkspaltes selektiert. Dazu ermittelt man für alle Schichten des Gelenkvolumens einen (Graustufen-) Schwellenwert. Anschließend werden alle so segmentierten ossären Anteile gelöscht.

Es verbleibt letztendlich nur der Kiefergelenkspalt, dessen Grauwert von der gelöschten Umgebung abweicht. Für jede einzelne Schicht lässt sich die Menge an Pixeln berechnen. Durch Summation dieser innerhalb jeder Schicht, und mit Kenntnis der Pixelgröße, der Schichtanzahl und des Schichtabstandes lässt

sich das Volumen des Kiefergelenkspaltes berechnen. Dies geschieht ebenfalls mit Hilfe der Funktion ImageJ und dem Plugin Volume Plot2.

Die Formvariabilität der ossären Strukturen des Kiefergelenkes ist hoch, so dass in der zweidimensionalen Betrachtungsweise nicht immer eine durchgehende Verbindung der knöchernen Strukturen vorliegt. Dies stellt jedoch eine Voraussetzung zur Berechnung des Spaltvolumens dar. Aufgrund dessen wird eine manuelle Begrenzung mit Hilfe von Verbindungslinien vorgenommen. Man erstellt für alle Schichten ein Polygon, welches den kompletten Gelenkspalt fasst.

3.2.3.1 Anleitungprotokoll und Regeln der Segmentierung

Es folgt eine detaillierte Anleitung zur Segmentierung eines Kiefergelenkes. Sie enthält im Anschluss sowohl Regeln zum Setzen eines Thresholdes als auch Regeln zum eigentlichen Segmentieren. Erst durch eindeutig definierte Regeln wird eine zuverlässige Reproduzierbarkeit dieser Methode möglich.

Setzen des Thresholdes

1. Die Patientendatei wird geöffnet (File → Open mustermann_m_kglr1r2r3.zip).
2. Es wird zunächst die Bit-Übertragungsschicht überprüft (Image → Type → 16 bit).
3. Anschließend wird der Stack mit der Lupe von ImageJ vergrößert. Sollte man versehentlich zu stark vergrößert haben, lässt sich dies rückgängig machen (Betätigung der Strg-Taste + Mausklick).
4. Es wird die unterste Ebene, d.h. Grenzebene, festlegt. Dafür wird diejenige Schicht aufgesucht, in der MAE, SOS und TAA sichtbar sind. Im Anschluss wird

die darunter liegende Schicht aufgesucht, in der gerade kein Punkt mehr sichtbar ist. Diese und alle darunter liegenden Schichten werden gelöscht (Plugin → Slice Remover; die erste und letzte zu löschende Schicht eingeben (Cave!: Increment muss auf 1 stehen)).

5. Der Stack wird erneut zurechtgeschnitten. Mit dem Rectangular Selection Tool wird der Gelenkspalt so eng wie möglich gefasst. Die Punkte müssen dabei noch innerhalb des Rechtecks liegen. Die ausreichende Größe muss am gesamten Stack überprüft werden (dann Image → Crop).

6. Der Schieber des Stacks wird nach ganz rechts bewegt. Man befindet sich folglich in der untersten Ebene (Grenzebene (GE)).

7. Nun wird der Schwellenwert bestimmt. Dafür muss das Threshold-Fenster aufgerufen werden (Image → Adjust → Threshold). Danach wird der untere Schieber vom Threshold nach rechts bewegt. Der obere Schieber wird zunächst in die Mitte positioniert; dessen Feineinstellung erfolgt nach folgenden Regeln:

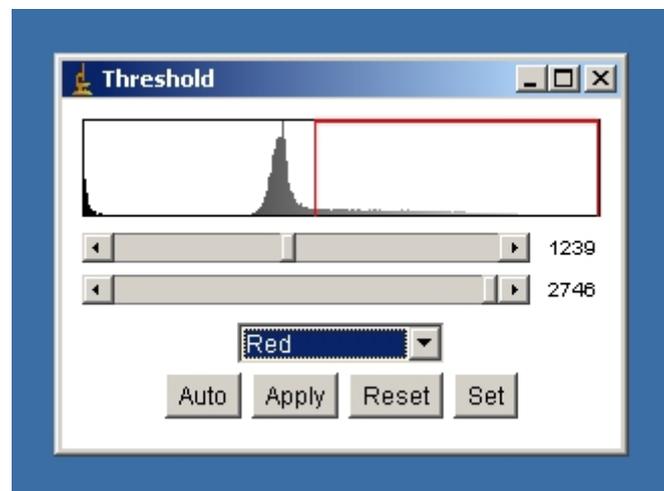


Abbildung 3.12: Threshold zur Bestimmung des Schwellenwertes

a) Der Threshold wird immer maximal (der obere Schieber so weit wie möglich nach links) eingestellt, d.h. max. Darstellung des Hartgewebes, ohne dass der Kondylus mit der knöchernen Umgebung verschmilzt.

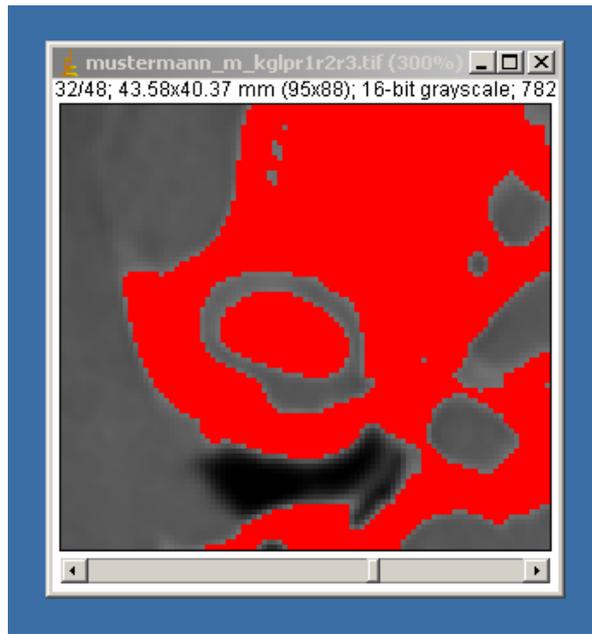


Abbildung 3.13: Maximale Darstellung der ossären Bestandteile des Kiefergelenkes

b) Der Kondylus muss vollständig umrandet sein, auch wenn die Gefahr besteht, die unter a) geforderte Verhinderung der Verschmelzung nicht einhalten zu können. In einem solchen Falle hat die korrekte Darstellung des Kondylus Priorität.

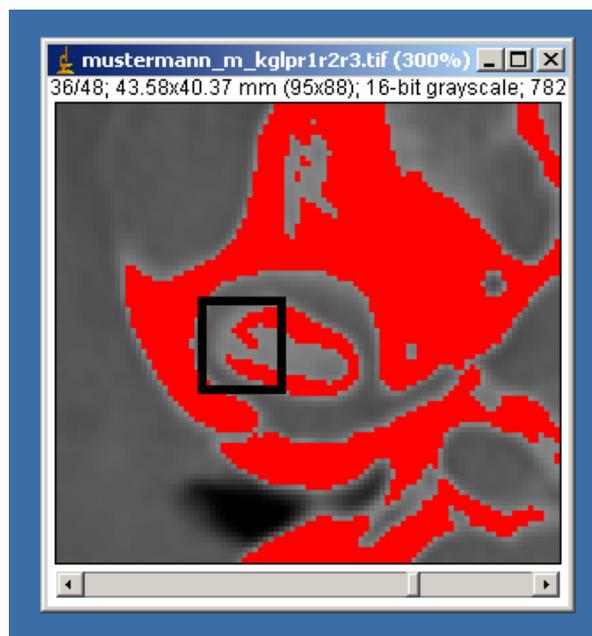


Abbildung 3.14: Visualisierung von Regel b). Threshold falsch eingestellt

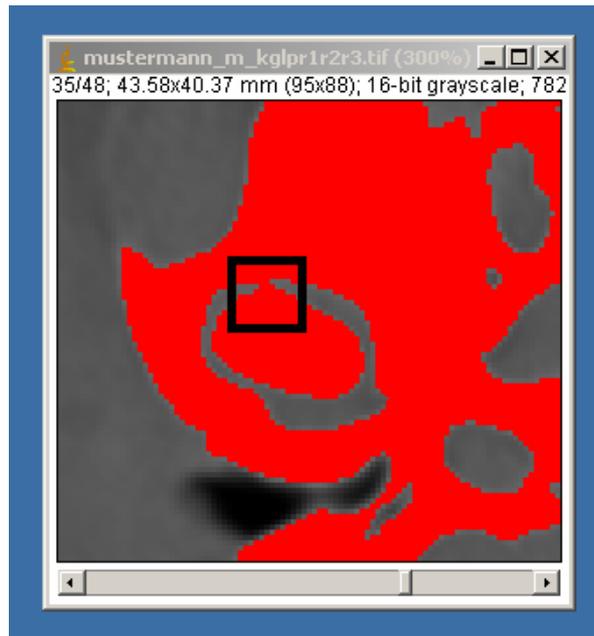


Abbildung 3.15: Visualisierung von Regel b). Threshold richtig eingestellt

Die unter a) und b) genannten Regeln gelten für alle Schichten, d.h. von der Grenzebene ausgehend bis zur kranialen Begrenzung durch das Fossadach.

8. Der Schwellenwert wird abgespeichert (File → Save as → zip...). Jetzt wird der Schwellenwert (z.B. 456) angehängt. Aus `mustermann_m_kglr1r2r3.zip` wird also `mustermann_m_kglr1r2r3456.zip`.

9. Im Threshold wird die Set Taste betätigt. Es öffnet sich ein weiteres Fenster namens Threshold levels. Hier werden die Lower und Upper Threshold levels angegeben; es handelt sich beim Lower Threshold um den bestimmten Schwellenwert und beim Upper Level um den Wert, den der untere Schieber bei seiner maximalen rechten Stellung einnimmt. Diese können mit „OK“ bestätigt werden.

10. Das normale Threshold Fenster erscheint. Jetzt wird das Feld „Apply“ angeklickt. Das Fenster „Apply Lut“ wird automatisch geöffnet und kann mit „OK“ bestätigt werden. Es erscheint das Fenster „Process Stack?“, welches ebenfalls mit „YES“ bestätigt werden kann. Nun sind die ossären Gelenkstrukturen (schwarz) und der Gelenkspalt (hell) eindeutig voneinander zu unterscheiden. Da jedoch der Gelenkspalt in schwarz dargestellt werden soll,

werden als letztes die beiden Farben des Gelenkspaltes getauscht (Edit → Invert → Process Stack? öffnet sich → Yes).

11. Nun kann mit dem Polygon Selection Tool der Gelenkspalt ausgeschnitten werden; dazu erstellt man ein Polygon im knöchernen Anteil des Kiefergelenkes. Die Segmentierregeln werden im folgenden Kapitel „Segmentierregeln“ erläutert und veranschaulicht.

12. Es wird nun die erste Schicht (Grundebene) bearbeitet. Die nachfolgenden Punkte (13.-15.) bzw. das Erstellen des Vielecks muss dann für jede einzelne Schicht wiederholt werden.

13. Der Gelenkspalt (Schwarze Areale) wird grob mit dem Polygon Selection Tool umrandet. Innerhalb der Markierung befindet sich nun der Gelenkspalt, das ihn umgebende knöchernen Gewebe und der Kondylus.

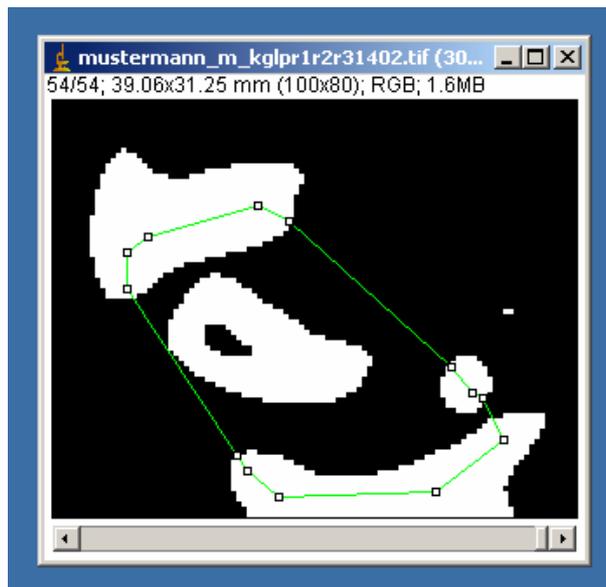


Abbildung 3.16: Markierung des Kiefergelenkes mithilfe des Polygon Selection Tool

14. Sind die den Gelenkspalt umgebenden ossären Strukturen durch andere Weichgewebsstrukturen unterbrochen (schwarze Flächen), so wird die kürzeste Verbindung bei der Markierung zwischen den Knochenpunkten gewählt, indem

die weißen Quadrate an den Verbindungspunkten des Polygon Selection Tool verschoben werden.

15. Alle Bereiche, die außerhalb des Polygon liegen, werden gelöscht. Hierzu können die im ImageJ installierten Macros geöffnet werden, um die Kurzwahlkosten F2 und F3 gebrauchen zu können (Plugin → Macros → Install → Open). Mit F2 (clear outside) werden nun alle Bereiche außerhalb gelöscht, mit F3 (clear inside) alle Bereiche innerhalb der Markierung. Cave! Betätigt man überhastet mehrmals diese Tasten, so werden auch die Bereiche in den nächsten Ebenen gelöscht. Das Einstellen des Polygon ist jedoch in jeder Ebene einzeln erneut zu korrigieren. Nur so ist mit reproduzierbaren und exakten Ergebnissen zu rechnen. Ansonsten müsste die bis dahin erfolgte Segmentierung komplett wiederholt werden.

16. Nachdem die letzte Schicht erreicht ist (die letzte Schicht ist die Schicht, die das Dach des Gelenkspaltes darstellt), müssen alle weiteren gelöscht werden (Plugins → Slice Remover; Cave! Increment muss auf 1 eingestellt sein).

17. Zum Abschluss scrollt man nochmals den gesamten Stack durch. Falls innerhalb des Kondylus bzw. außerhalb des Spaltes noch schwarze Areale vorhanden sein sollten, müssen diese noch entfernt werden

18. Das Kiefergelenk ist segmentiert und das Volumen des Gelenkspaltes kann nun berechnet werden (Plugin → Volume Plot2).

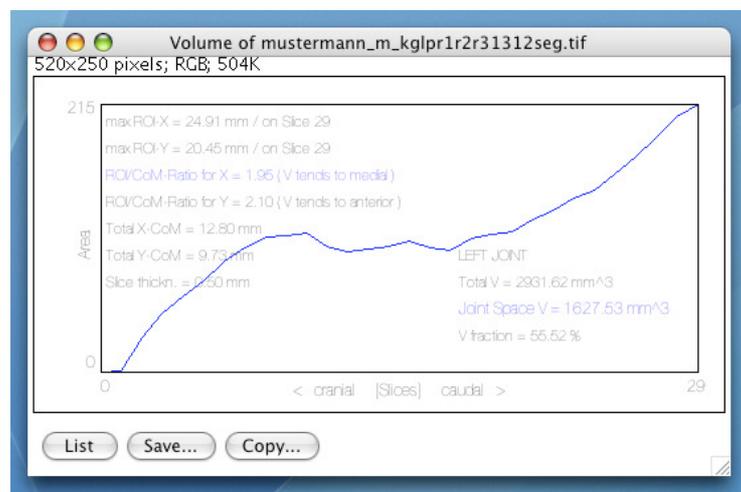


Abbildung 3.17: Darstellung des Kiefergelenkvolumens

Segmentierregeln

Folgende Regeln müssen beim Erstellen des Polygons eingehalten werden:

1. Bei der Erstellung des Vielecks geht man immer im Uhrzeigersinn vor; so können Missverständnisse bzw. Fehleutungen der folgenden Regeln ausgeschlossen werden.

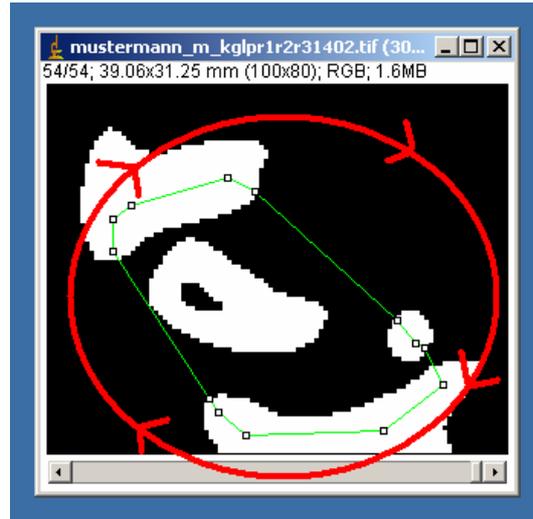


Abbildung 3.18: Erstellung des Polygons im Uhrzeigersinn

2. Bei der Verbindung von knöchernen Strukturen wird stets die kürzeste Verbindung ausgehend von Knochenkanten bzw. Knochenecken gewählt. Es handelt sich um die DKVI-Regel (Direkte-Knochen-Verbindung-Innen).

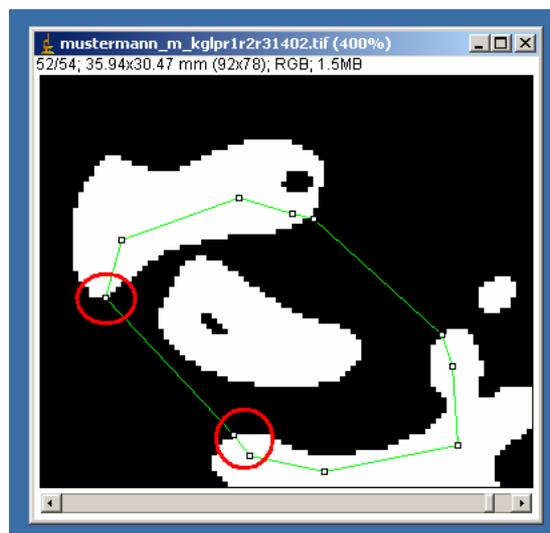


Abbildung 3.19: DKVI-Regel

- 2.1 Diese Regelung nimmt eine Sonderstellung ein. Sollte durch die DKVI-Regel der Kondylus angeschnitten werden, so wird die DKVA-Regel (Direkte-Knochen-Verbindung-Außen) angewendet. So lässt sich der Anschnitt des Kondylus vermeiden.

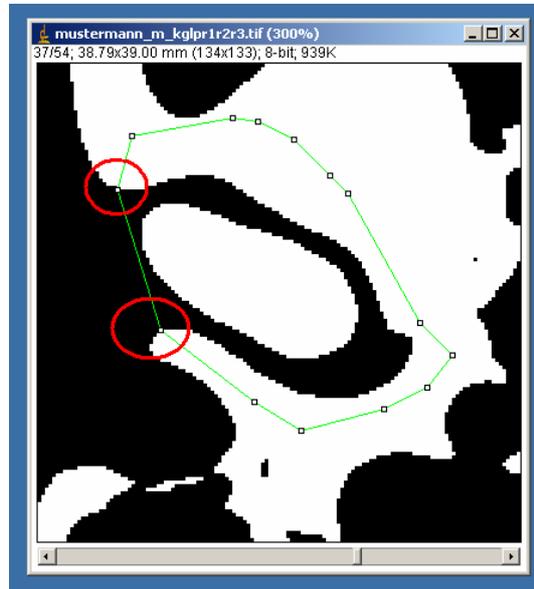


Abbildung 3.20: DKVA-Regel

3. Sollte der Anschnitt trotz der DKVA-Regel nicht verhindert werden können, so wird dieses akzeptiert.

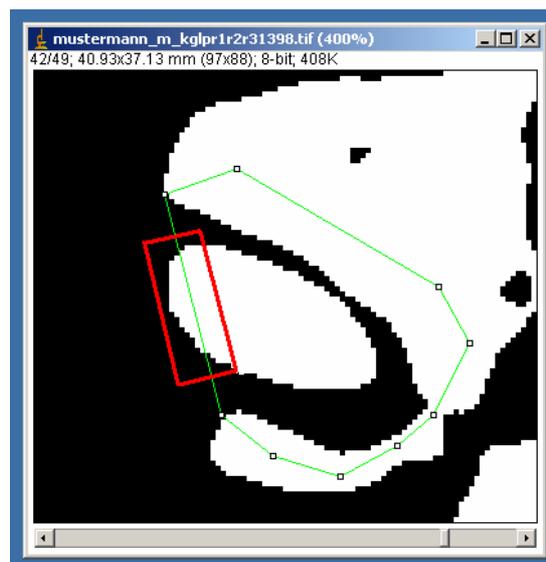


Abbildung 3.21: Anschnitt des Kondylus wird unter Umständen akzeptiert

4. Auch kleinere Knochenareale zwischen den größeren ossären Strukturen werden miteinbezogen, falls nicht gravierende Abweichungen, zum physiologischen Verlauf, zu erkennen sind.

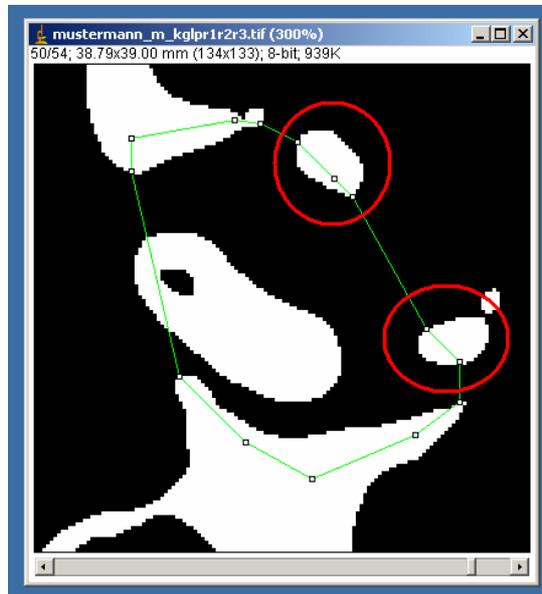


Abbildung 3.22: Miteinbeziehung kleiner ossärer Strukturen

5. Stehen knöcherne Flächen parallel zueinander, so steht die Verbindungslinie senkrecht zu beiden Flächen und verläuft stets entlang der vermuteten physiologischen Verbindung.

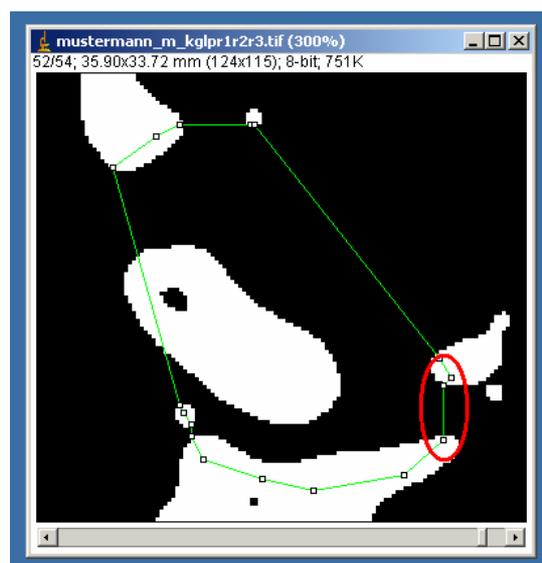


Abbildung 3.23: Physiologische Verbindungslinie

- Die innerhalb des Kondylus gelegenen Pixel (schwarze Areale) werden entfernt. Cave! Wird hier F2 anstatt F3 betätigt wird der Gelenkspalt in dieser Ebene gelöscht; eine komplett neue Segmentierung wird erforderlich.

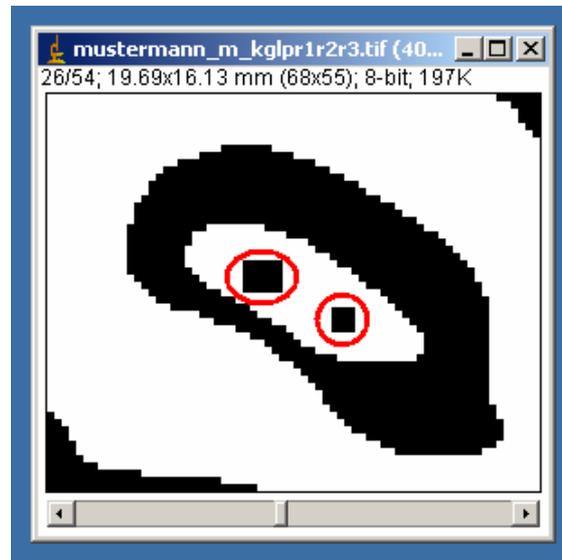


Abbildung 3.24: Entfernung der schwarzen Areale innerhalb des Kondylus

- Die außerhalb des Gelenkspaltes liegenden Pixel werden ebenfalls entfernt.
- Trifft man am Ende der Segmentierung in die kranialen Grenzbereiche, so wird der Gelenkspalt kleiner. Sobald sich dieser aber schlagartig vergrößert, werden diese und alle anderen darüber liegenden Schichten gelöscht.
- Ausläufer des Gelenkspaltes, die extrem von der physiologischen Form des Kiefergelenkes abweichen, werden nicht mit in die Berechnung einbezogen, um die Inklusion von Artefakten auszuschließen.
- Beim Segmentieren des Kiefergelenkes hat sich ein „Durchscrollen“ der Schichten vor dem Start als sehr hilfreich erwiesen, da so die Individualität des Gelenkes besser eingeschätzt werden kann.

3.3 Berechnung der Volumenfraktion (V_{frc})

Zusätzlich zur Berechnung des Kiefergelenkspaltvolumens (V), wird durch das Plugin, Volume Plot2, gleichzeitig das Pseudomaximalvolumen (V_{max}) angegeben. Es erscheint im selben Fenster. Die Berechnung erfolgt dabei auf Grundlage der definierten Größe der Grenzebene (G_E). Alle kranial folgenden Schichten werden bis zum Erreichen des Fossadaches aufaddiert, wobei alle Schichten dieselbe Ausdehnung wie die der Grenzebene besitzen.

Aus dem absoluten Volumen und dem Pseudomaximalvolumen lässt sich nun die dimensionslose Volumenfraktion berechnen. Sie berechnet sich aus dem Quotienten der Variablen und wird ebenfalls in demselben Fenster angegeben.

$$V_{\text{frc}} = V / V_{\text{max}}$$

So gibt die Volumenfraktion Hinweise über die mögliche Größe, Beschaffenheit und Lage der Fossa und des Kondylus.

3.4 Längenmessung der kraniofazialen Distanzen

Bei jedem Patienten wurden anhand des CT-Bildes zwei bestimmte Messstrecken des knöchernen Schädels ermittelt. Es handelt sich dabei um die intertemporale und um die laterale orbitale Distanz. Die eine repräsentiert eine Messstrecke in der Tiefe des Gesichtsschädels, die andere eine Messstrecke am äußeren Gesichtsschädel. Die intertemporale Distanz befindet sich in unmittelbarer Nähe zur Schädelbasis und zum Kiefergelenk. Aufgrund dessen liefert sie valide Daten zum Wachstum in dieser Region [69].

Anhand dieser Daten konnte der Einfluss des Alters bzw. der Schädelgröße auf das Volumen beurteilt werden.

Die Längen wurden bei horizontaler Betrachtung des Datensatzes, mit Hilfe des bereits oben erwähnten ImageJ, gemessen.

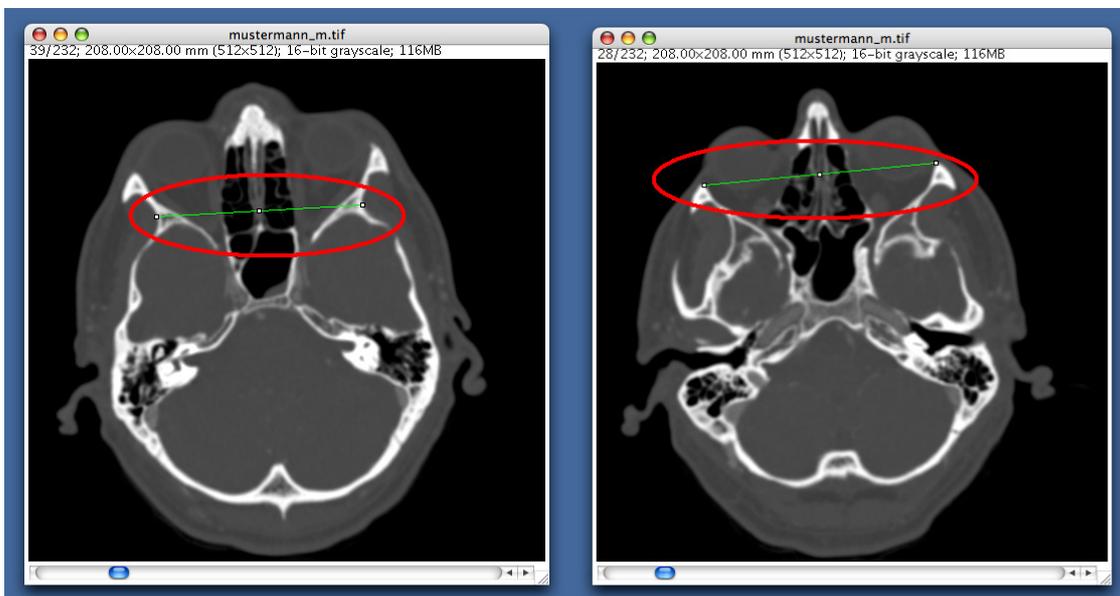


Abbildung 3.25: Messung der kraniofazialen Distanzen; Links: intertemporale Distanz; Rechts: laterale orbitale Distanz

3.5 Subjektive Einteilung des Patientengutes hinsichtlich einer möglichen Pneumatisation des Os temporale

Alle Patienten wurden hinsichtlich der Pneumatisationsqualität des Os temporale untersucht und vier verschiedenen Kategorien („none“, „poor“, „moderate“ und „considerable“ air) zugeordnet (s. Abbildungen 3.25-3.28). Die Beurteilung fand durch horizontale und sagittale Betrachtung der CT-Bilder statt.

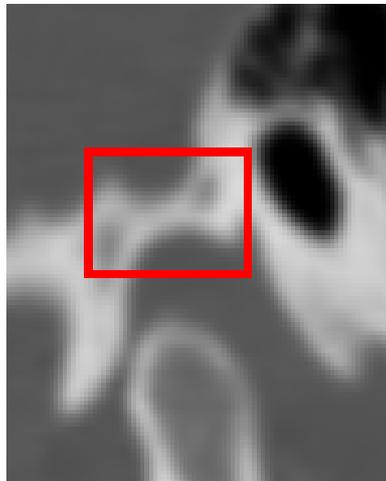


Abbildung 3.26: Kategorie „none air“ (Sagittalschnitt)

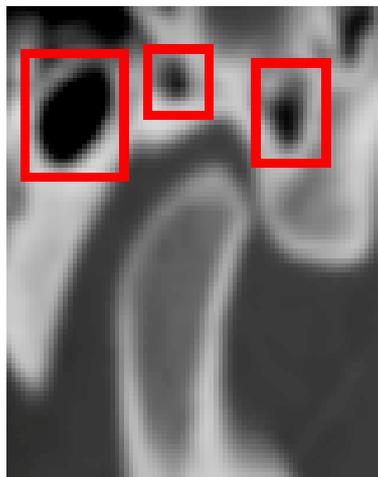


Abbildung 3.27: Kategorie „poor air“ (Sagittalschnitt)

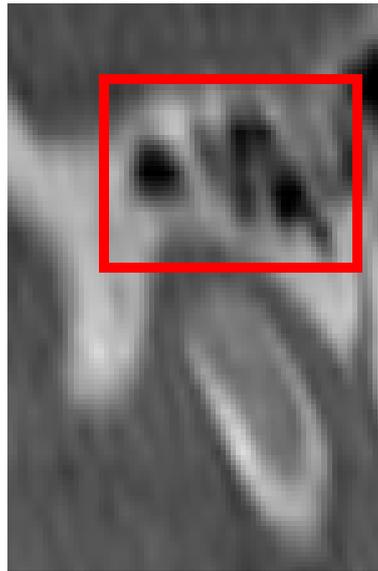


Abbildung 3.28: Kategorie „moderate air“ (Sagittalschnitt)

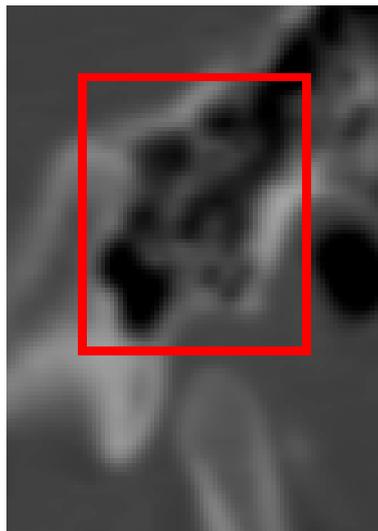


Abbildung 3.29: Kategorie „considerable air“ (Sagittalschnitt)

Es wurde überprüft, in wie weit die Fossa mandibularis auf Veränderungen der physiologischen Kondylus-Fossa-Relation durch Adaptionprozesse reagiert.

Dabei steht die Hypothese im Vordergrund, die besagt, dass die Fossa bei Veränderungen der physiologischen Fossa-Kondylus-Relation in der Lage ist, zeitnah auf die veränderten Verhältnisse zu reagieren. Da der Knochen dies, als nicht vaskularisiertes Gewebe, kaum durch vollständige Neubildung des

Knochens erreichen kann, wird dies durch Pneumatisierungen erreicht [58]. In der Literatur werden diese als „air-cells“ oder „air-spaces“ bezeichnet [17], [21], [41].

3.6 Statistische Analysemittel bzw. verwendete Tests

Sowohl zur Überprüfung eines geschlechtsspezifischen Unterschiedes als auch zur Überprüfung eines Unterschiedes der Gelenkseiten innerhalb eines Geschlechtes, wurde der Mann-Whitney-Test herangezogen. Der auch als U-Test bezeichnete Test, ist ein nichtparametrischer Test und dient zur Überprüfung der Signifikanz der Übereinstimmung zweier unabhängiger Verteilungen bzw. Stichproben.

Es werden vier Signifikanzniveaus unterschieden:

nicht signifikant = $p > 0,05$

signifikant = $p < 0,05$

hoch signifikant = $p < 0,01$

höchst signifikant = $p < 0,001$

Zur Überprüfung von Korrelationen wurde der Test nach Pearson durchgeführt. Hierbei wurde insbesondere die Abhängigkeit bzw. der Zusammenhang zwischen Alter und den kraniofazialen Distanzen (laterale orbitale Distanz und intertemporale Distanz) zu den Messwerten (absolutes Volumen, Volumenfraktion) untersucht. Die Charakterisierung erfolgt dabei durch den Korrelationskoeffizienten „r“: Dieser Koeffizient liegt zwischen -1 und +1. Negative Zahlen bedeuten einen gegenläufigen Zusammenhang. Zur verbalen Beschreibung der Größe des Betrages des Korrelationskoeffizienten sind folgende Abstufungen üblich:

0,2 = sehr geringe Korrelation

0,5 = geringe Korrelation

0,7 = mittlere Korrelation

0,9 = hohe Korrelation

> 0.9 = sehr hohe Korrelation ([4])

Die visuelle Darstellung der Ergebnisse erfolgte über Boxplots und Matrizes. Beide sollen im Anschluss kurz erläutert werden.

Boxplots:

Ein Boxplot besteht aus einer, sich in der Graphik befindlichen, Box. Mindestens fünf Werte werden durch diese Darstellung wiedergegeben. Dazu zählen das erste und dritte Quartil, welche die Box, in der sich 50% der Daten befinden, begrenzen. Dabei halbiert das obere Quartil die obere Hälfte der Verteilung, das untere halbiert die untere Hälfte der Verteilung. Die Box stellt folglich ein Maß für die Streuung der Daten dar. Die horizontale Linie in der Box repräsentiert den Median. Der kleinste und größte Wert werden jeweils durch den horizontalen Strich außerhalb der Box dargestellt. Ausreißerwerte werden durch einen Kreis bzw. durch einen Stern (Extremwerte) markiert.

Matrizes:

Sie stellen ein mathematisch geordnetes Schema von Werten dar. Die ermittelten Zahlen werden folgenden Begriffen zugeordnet:

Arithmetisches Mittel (Durchschnitt):

Es berechnet sich aus der Summe der Messwerte geteilt durch die Anzahl.

Standardabweichung:

Sie ist ein Maß für die Streuung der Messwerte. Sie berechnet sich aus der Quadratwurzel der Varianz. Bei Auftragung der Standardabweichung zu beiden

Seiten des Mittelwertes, liegen bei normalverteilten Werten ca. 67% der Werte in diesem Intervall.

Varianz:

Sie ist das Quadrat der Standardabweichung und somit ein Maß für die Streuung der Messwerte. Sie ist die mittlere quadratische Abweichung der x -Werte vom Mittelwert. Die Varianz wird als Maß für die Genauigkeit betrachtet.

Median:

Man kann ihn auch als Zentralwert bezeichnen. Alle Einzelmesswerte werden in aufsteigender Reihenfolge betrachtet. Derjenige Messwert, der genau in der Mitte dieser Reihe liegt, ist der Median. [4], [6], [59]

4 Ergebnisse

4.1 Patientencharakteristik

4.1.1 Häufigkeiten des Patientenkollektivs hinsichtlich der Gruppen und der Gelenkseiten

Es wurden insgesamt 226 Patienten in diese Studie inkludiert. Davon konnten 451 Gelenke den einzelnen Befundgruppen zugeordnet werden. Ein Gelenk konnte aufgrund eines Bewegungsartefaktes nicht berücksichtigt werden. Die Patientenanzahl, Geschlechter- und Seitenverteilung der Gelenke innerhalb der Gruppen und im Gruppenvergleich sind Abbildung 4.1 zu entnehmen.

Das Patientenkollektiv unterteilt sich in eine Kontrollgruppe, in der wiederum zwischen einer mundgeöffneten (moG) und einer mundgeschlossenen (mgG) Gruppe differenziert wird, und in zwei pathologische Gruppen (SKLG= Sklerosierungsgruppe/ RESG= Resorptionsgruppe). Die Kontrollgruppe ist die zahlenmäßig größte Gruppe (382). Dabei entfallen 93 Gelenke auf die mundgeöffnete (moG) bzw. 289 Gelenke auf die mundgeschlossene (mgG) Gruppe. Die Resorptionsgruppe (RESG) stellt mit 49 Gelenken mehr als die doppelte Anzahl als die Sklerosierungsgruppe (SKLG) (20 Gelenke). Die geringe Anzahl von Gelenken in den pathologischen Gruppen, insbesondere in der mit Sklerosierungsbefunden, erklärt sich aufgrund des seltenen Vorkommens der Krankheiten.

Sowohl in der Kontrollgruppe als auch in den pathologischen Gruppen ist die Verteilung innerhalb der Gruppen, bezüglich der Anzahl von rechten und linken Kiefergelenken, nahezu identisch.

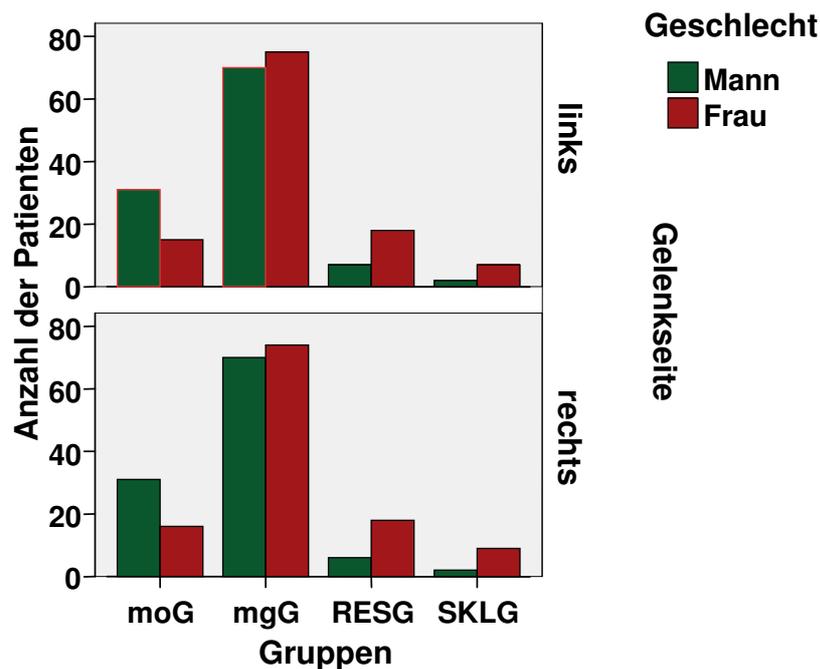


Abbildung 4.1: Darstellung des Patientenkollektivs hinsichtlich der Anzahl, des Geschlechtes und der Gelenkseite

4.1.2 Geschlechter- und Altersverteilung

Bei der Geschlechterverteilung (siehe Abbildung 4.1) ist auffällig, dass bei der mundgeöffneten Gruppe (moG) das männliche Geschlecht, mit einem prozentualen Anteil von 66,7%, einen größeren Anteil annimmt als das weibliche. Währenddessen liegt bei der mundgeschlossenen Gruppe (mgG) ein ausgewogenes Verhältnis vor. Sowohl bei der Resorptionsgruppe als auch bei der Sklerosierungsgruppe (SKLG) fällt dagegen die Geschlechterverteilung zugunsten des weiblichen Geschlechtes aus (RESG: 73,5%; SKLG: 80%).

Das Mindestalter der in dieser Studie inkludierten männlichen Personen beträgt 18 Jahre, das der weiblichen 16 Jahre. Der Tabelle 4.1 ist zu entnehmen, dass die SKLG mit 54 Jahren das höchste Durchschnittsalter aufweist und die RESG mit 43 Jahren das niedrigste. Dazwischen liegen die beiden Kontrollgruppen,

wobei die moG mit 51 Jahren ein höheres Durchschnittsalter besitzt als die mgG (45 Jahre).

Tabelle 4.1: Übersicht über das Alter der Patienten

Gruppen	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
moG	93	51,4	17,2	16	79
mgG	289	45,7	19,4	16	83
RESG	49	43,4	22,1	16	83
SKLG	20	54,8	19,6	21	83

Auch die aus Abbildung 4.2 ersichtlichen Medianwerte (der Querstrich innerhalb der Box) geben die gleiche Hierarchie wie bei den Altersdurchschnitten wieder. Zudem wird deutlich, dass alle Gruppen Vertreter des jüngsten bzw. des ältesten Jahrgangs besitzen. Ausnahmen stellen die moG (Altersmaximum: 79 Jahre) und die SKLG (Altersminimum: 21 Jahre) dar.

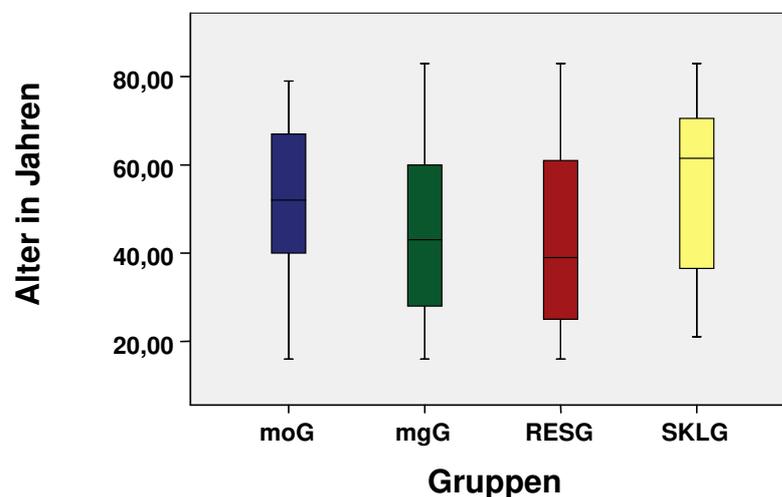


Abbildung 4.2: Altersverteilung des Patientenkollektivs

4.2 Kraniofaziale Distanzen

Die intertemporale Distanz liefert als tiefe Struktur der oberen Skelettanteile durch unmittelbare Nähe zur Schädelbasis und zum Kiefergelenk valide Daten zum Wachstum in dieser Region. Um eventuelle Einflüsse des Wachstums bzw. des Alters hinsichtlich des noch zu evaluierenden Volumens berücksichtigen zu können, wurden die kraniofazialen Distanzen innerhalb der Kontrollgruppen genauer betrachtet. Es wurde die Abhängigkeit zum Alter überprüft. Obwohl die Mittelwerte der 16-20 Jährigen (ITD $76,9 \text{ mm} \pm 4,1$ / LOD $94,4 \text{ mm} \pm 4,7 \text{ mm}$) verglichen mit denen der 71-75 Jährigen (ITD $83,3 \text{ mm} \pm 3,5 \text{ mm}$ / LOD $99,9 \text{ mm} \pm 4,1 \text{ mm}$) geringfügig ansteigen, liegt keine eindeutige Korrelation vor (ITD: $r=0,35$; LOD: $r=0,24$).

Bezüglich des Geschlechts konnten sowohl bei der intertemporalen Distanz als auch bei der lateralen orbitalen Distanz höchst signifikante Unterschiede ($p<0,001$) festgestellt werden (siehe Abbildung 4.3).

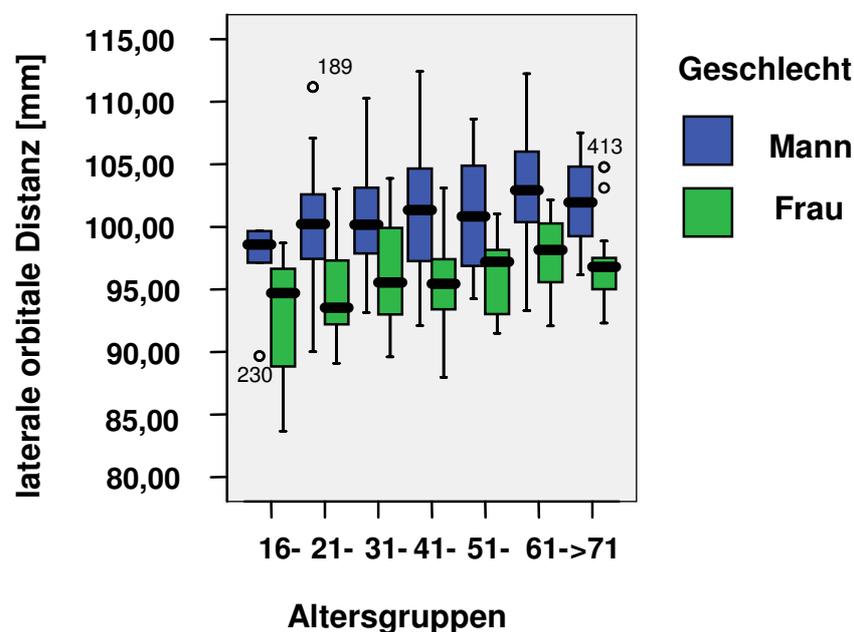


Abbildung 4.3: Darstellung des geschlechtsspezifischen Unterschieds am Beispiel der lateralen orbitalen Distanz

Die geschlechtsspezifischen Unterschiede konnten dagegen in den pathologischen Gruppen nur bei der Resorptionsgruppe bezüglich der lateralen orbitalen Distanz nachgewiesen werden ($p < 0,01$). Signifikante Unterschiede unterhalb der Gruppen im Bezug zur intertemporalen Distanz liegen nicht vor ($p = n.s.$). Hinsichtlich der lateralen orbitalen Distanz bestehen signifikante Unterschiede zwischen der moG und der RESG ($p < 0,05$) bzw. der mgG ($p < 0,01$).

4.3 Kiefergelenkspaltvolumen

4.3.1 Methodenfehler der Segmentierung

Der durchschnittlichen Fehlerradius beim Setzen der landmarks beträgt $R_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$. Zudem wurde ein relativer Fehler von 4% bei der Segmentierung des Kiefergelenkes nachgewiesen [15], [22].

4.3.2 Volumencharakteristika

Ebenso wie bei der Messung der Schäeldimensionen liegt bei der absoluten Volumenmessung zwischen Mann und Frau ein signifikanter Unterschied vor (moG: $p=0,01$ / mgG: $p=0,01$), wobei zwischen linker und rechter Gelenkseite innerhalb des Geschlechtes kein signifikanter Unterschied vorliegt ($p=n.s.$). Zudem liegt kein nachweisbarer positiver Zusammenhang des absoluten Volumens zu den kraniofazialen Distanzen und zum Alter vor ($p=n.s.$).

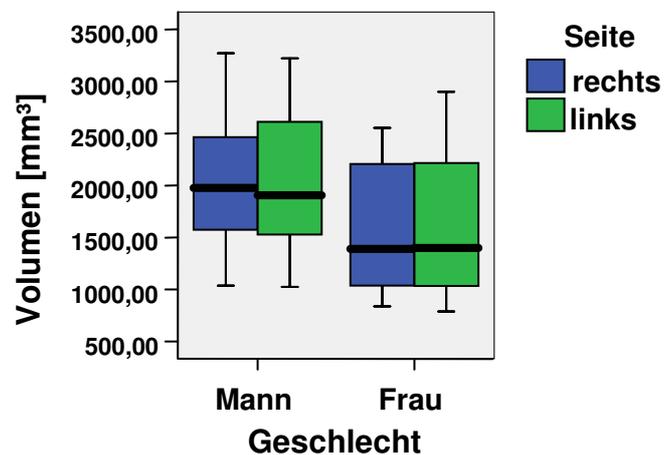


Abbildung 4.4: Geschlechtsspezifische signifikante Unterschiede des Volumens bei der moG. Keine Unterschiede innerhalb des Geschlechtes hinsichtlich der Gelenkseite.

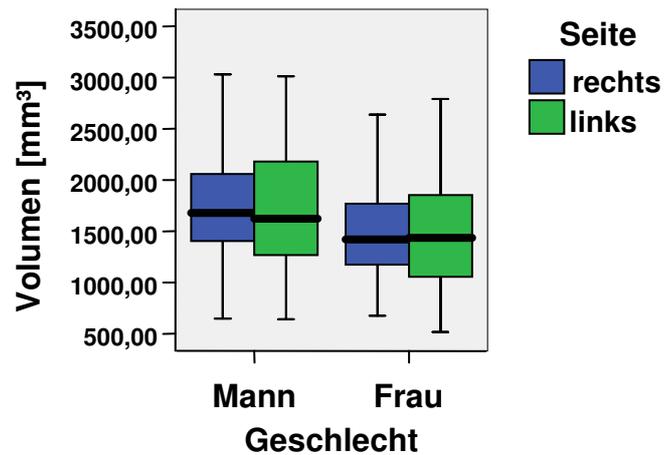


Abbildung 4.5: Geschlechtsspezifische signifikante Unterschiede des Volumens in der mgG. Keine Unterschiede innerhalb des Geschlechtes hinsichtlich der Gelenkseiten.

Bei den pathologischen Gruppen konnte lediglich in der SKLG eine geschlechtsspezifische Abhängigkeit nachgewiesen werden ($p < 0,05$).

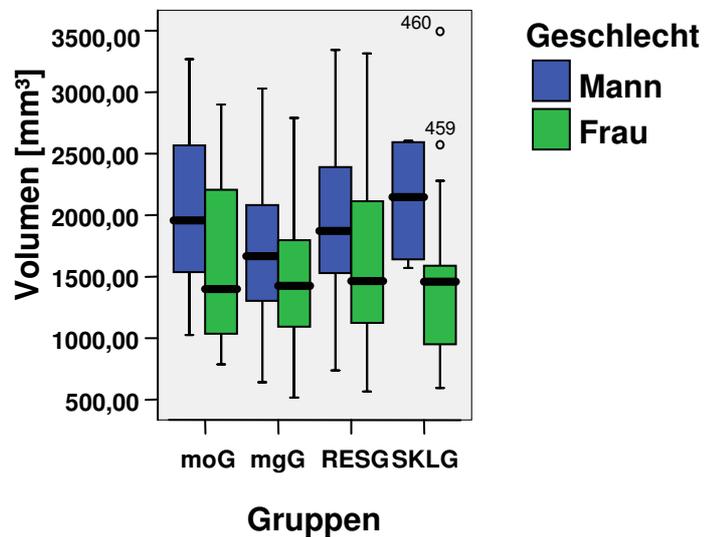


Abbildung 4.6: Links: Geschlechtsspezifische Darstellung der volumetrischen Unterschiede der einzelnen Gruppen.

Kiefergelenke der moG zeigen im Durchschnitt die größten Volumina ($1884,9 \text{ mm}^3 \pm 662,9 \text{ mm}^3$), gefolgt von den Gelenken mit Resorptionen ($1730,8 \text{ mm}^3 \pm 700,5 \text{ mm}^3$) und den Gelenken mit Sklerosierungen ($1619,7 \text{ mm}^3 \pm 748,9 \text{ mm}^3$). Das geringste Volumen besitzen die in der mgG befindlichen Gelenke. Es besteht in der Gesamtbetrachtung lediglich zwischen den Kontrollgruppen ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$).

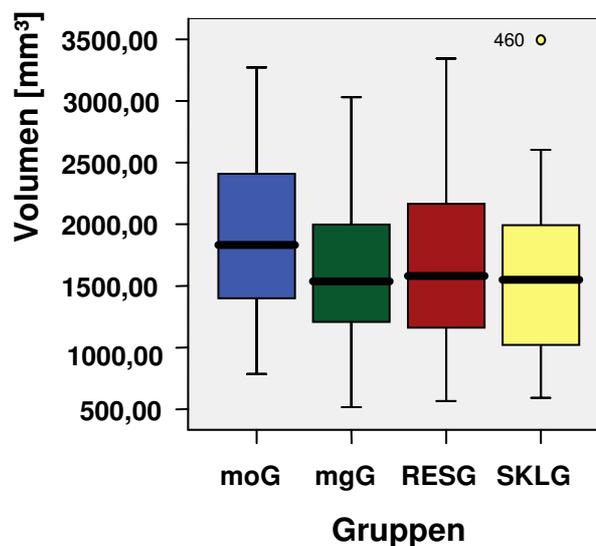


Abbildung 4.7: Darstellung des Volumens mittels Boxplot zur Visualisierung der Gruppenunterschiede

Beim geschlechterspezifischen Vergleich (siehe auch Abbildung 4.6) des mittelwertigen Volumens der verschiedenen Gruppen, zeichnet sich, aus Tabelle 4.2 ersichtlich, folgendes Bild ab. Während bei den Männern noch die Sklerosierungsgruppe mit einem Mittelwert von $2116,3 \text{ mm}^3 \pm 553,5 \text{ mm}^3$ ein höheres Volumen als die mundgeöffnete Kontrollgruppe ($2045,7 \text{ mm}^3 \pm 617,3 \text{ mm}^3$) aufweist, besitzt bei den Frauen die Resorptionsgruppe ($1673,7 \text{ mm}^3 \pm 711,3 \text{ mm}^3$) einen höheren Mittelwert als die mundgeöffnete Gruppe. Bei den Männern besitzt die mundgeschlossene Gruppe ein geringeres Volumen ($1708,8 \text{ mm}^3 \pm 538,5 \text{ mm}^3$) als die Resorptionsgruppe ($1888,6 \text{ mm}^3 \pm 671,2$

mm³). Bei den Frauen liegt die mundgeschlossene Gruppe (1497,1 mm³ ± 516,1 mm³) und die Sklerosierungsgruppe (1495,6 mm³ ± 753,1 mm³) auf einem annähernd gleichem Niveau.

Tabelle 4.2: Mittelwertige Volumenverteilung des Patientenkollektivs [mm³]

Gruppe	Anzahl Männer	Mittelwert Männer (m)	Standardabweichung	Anzahl Frauen	Mittelwert Frauen (f)	Standardabweichung	Mittelwert (m)+(f)	Standardabweichung
moG	62	2045,7	617,3	31	1563,3	642,3	1884,9	662,9
mgG	138	1708,7	538,5	146	1497,1	516,1	1599,9	536,7
RESG	13	1888,6	671,2	36	1673,7	711,3	1730,8	700,5
SKLG	4	2116,3	553,5	16	1495,6	753,1	1619,7	748,9

Während beim geschlechtsspezifischen Gruppenvergleich zwischen den Frauen ebenfalls keine bedeutenden Unterschiede vorliegen ($p=n.s.$), sind stärkere Differenzen bei den Männern zu beobachten. Diese bestehen aber lediglich zwischen den Kontrollgruppen ($p=0,001$).

4.4 Volumenfraktion (V_{fr})

Die Volumenfraktion wird aus dem Quotienten des absoluten Volumens und des Pseudomaximalvolumens berechnet. So gibt er als dimensionsloser Parameter Hinweise über die mögliche Größe, Beschaffenheit und Lage der Fossa mandibularis und des Kondylus.

Die Volumenfraktion zeigt weder hinsichtlich des Geschlechtes noch bezüglich der Gelenkseite innerhalb der Kontrollgruppen einen signifikanten Unterschied ($p = n.s.$).

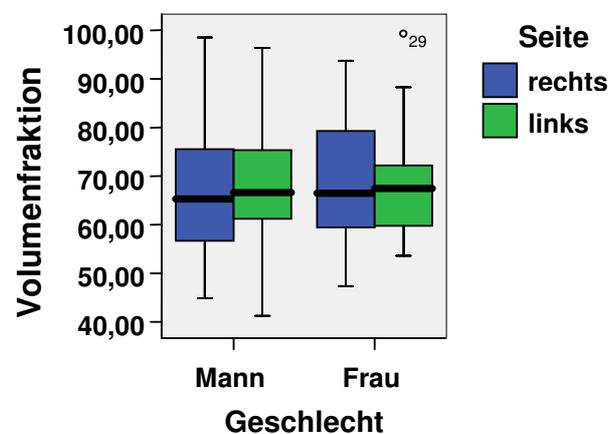


Abbildung 4.8: Volumenfraktion im Geschlechter- und Seitenvergleich (moG)

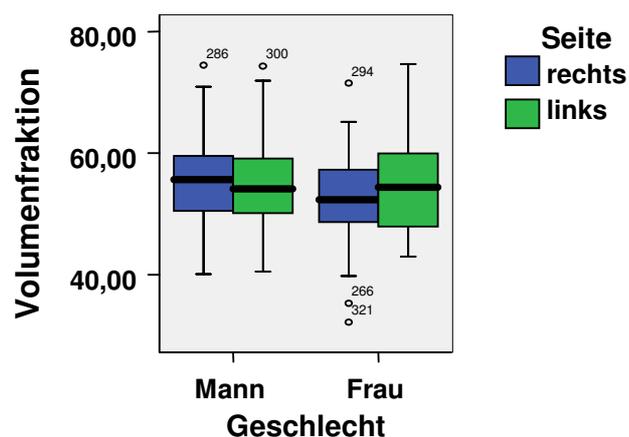


Abbildung 4.9: Volumenfraktion im Geschlechter- und Seitenvergleich (mgG)

Im Gegensatz zur RESG ($p=n.s.$) liegt in der SKLG ein geschlechtsspezifischer, signifikanter Unterschied vor ($p<0,05$). Aufgrund von einseitig vorhandenen pathologischen Gelenken entfällt der Seitenvergleich.

Anhand der Tabelle 4.3 und der Abbildung 4.10 wird sehr gut ersichtlich, dass im Gegensatz zum absoluten Volumen, signifikante Unterschiede der Volumenfraktion unter den Gruppen bestehen.

Betrachtet man zunächst die Mittelwerte, so wird deutlich, dass die moG ($68,3 \pm 12,5$) vor der SKLG ($65,2 \pm 18,2$) die größte Volumenfraktion aufweist. Danach folgt die mgG ($54,6 \pm 7,8$) vor der Resorptionsgruppe ($53,1 \pm 7,1$).

Tabelle 4.3: Mittelwerte der Volumenfraktion

Gruppe	Anzahl Männer	Mittelwert Männer (m)	Standardabweichung	Anzahl Frauen	Mittelwert Frauen (f)	Standardabweichung	Mittelwert (m)+(f)	Standardabweichung
moG	62	68,2	12,7	31	68,7	12,2	68,3	12,5
mgG	127	55,5	7,8	143	53,8	7,9	54,6	7,8
RESG	12	52	8,9	32	53,4	6,5	53,1	7,1
SKLG	4	78,7	3,4	16	61,9	18,9	65,2	18,2

Patienten mit Sklerosierungsbefunden lassen sich eindeutig von mundgeschlossenen Patienten ($p<0,01$) und von Resorptionsbefunden unterscheiden ($p<0,01$). Allein zur mundgeöffneten Gruppe besteht kein signifikanter Unterschied, wobei jedoch der geschlechtsspezifische Unterschied der SKLG nicht außer Acht gelassen werden darf. Die Resorptionsgruppe weist dagegen, neben der SKLG, lediglich gegenüber den mundgeöffneten Gelenken einen höchst signifikanten Unterschied ($p<0,001$) auf. Zur mundgeschlossen Gruppe besteht kein Unterschied ($p=0,373$). Die moG und mgG sind ebenfalls deutlich unterscheidbar ($p<0,001$).

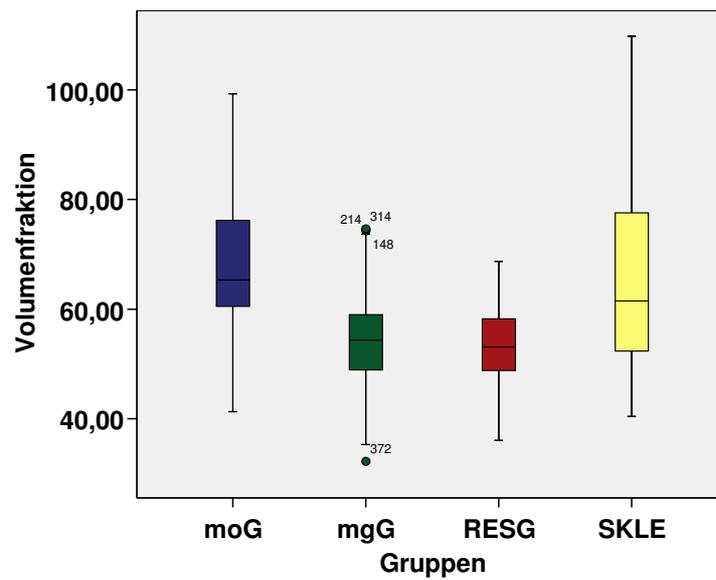


Abbildung 4.10: Gruppenunterschiede der Volumenfraktion

Ebenso wie beim absoluten Volumen hat auch bei der Volumenfraktion das Alter keinen bedeutenden Einfluss auf die Messwerte.

4.5 Subjektive Einteilung des Patientengutes hinsichtlich einer möglichen Pneumatisation des Os temporale

Die Gelenke wurden hinsichtlich Ihrer Pneumatisierungsqualität subjektiv den vier verschiedenen Kategorien „none“, „poor“, „moderate“ und „considerable“ air zugeordnet.

Anhand der Abbildung 4.11 wird deutlich, dass in der Gesamtbetrachtung eine relativ ausgeglichene Situation der Pneumatisationsqualität besteht. In allen Gruppen sind zu mindestens 40% Lufteinschlüsse im Os temporale vorhanden. Es fällt jedoch auf, dass in der SKLG keine Gelenke der „considerable“ Kategorie zugeordnet werden konnten. Es liegen also keine Gelenke mit Lufteinschlüssen dieser hohen Qualität vor.

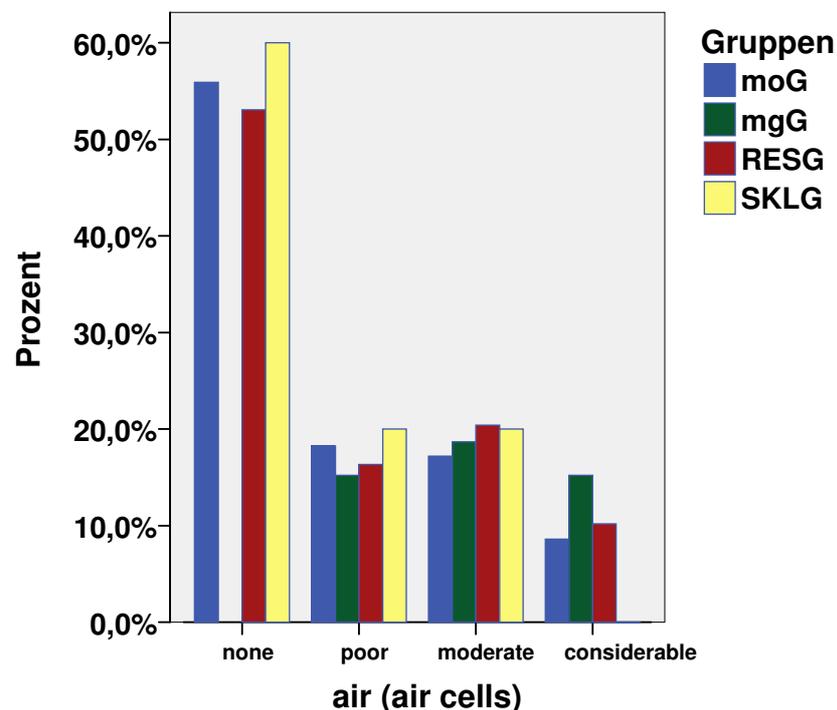


Abbildung 4.11: Pneumatisationsqualität im Gruppenvergleich

Dagegen weist die gleiche Gruppe in der „none“ Kategorie mit 60% bzw. in der „poor“ Kategorie (20%) die höchsten Werte auf. Zu 80% liegen in der SKLG keine bzw. sehr wenige Lufteinschlüsse vor (die anderen Gruppen zeigen Werte um die 65%). Die RESG besitzt in der Kategorie „moderate“ mit 20,4% die meisten Lufteinschlüsse. Der geschlechtsspezifische Unterschied lässt sich anhand der Grafiken 4.12 und 4.13 differenziert betrachten.

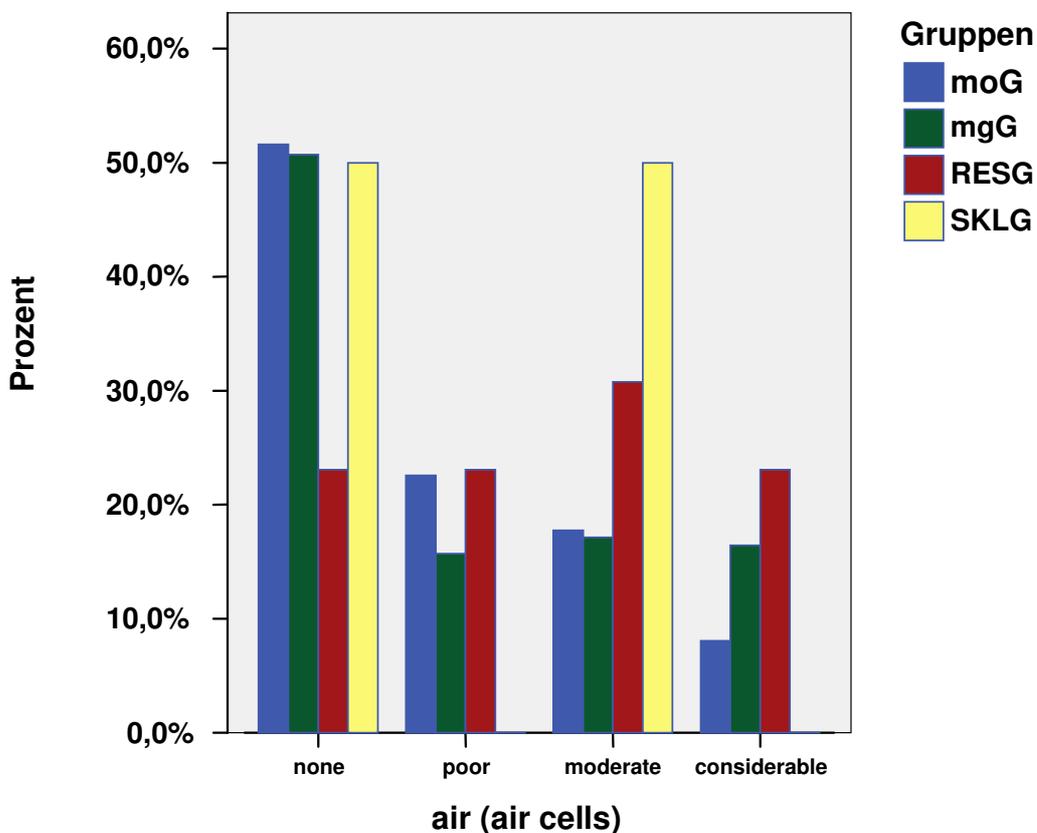


Abbildung 4.12: Pneumatisationsqualität bei den Männern

Bei den männlichen Patienten fällt auf, dass die RESG sich zum einen in der Kategorie „none“ mit 23,1% (die anderen Gruppen weisen einen Wert um die 50% auf) und zum anderen in der „considerable“ Kategorie mit über einem Wert

von über 23 % deutlich absetzt. Im Gegensatz zu den anderen Gruppen liegen innerhalb der RESG zu 77% Lufteinschlüsse vor (die anderen Gruppen liegen um die 50%). Zudem hebt sich die SKLG in den Kategorien „moderate“ „poor“ und „considerable“ hervor. Während in der erst genannten 50% der Gelenke vorkommen, weisen die anderen beiden Kategorien gar keine Lufteinschlüsse auf. Bei den Frauen (s. Abbildung 4.7) liegt ein ausgeglicheneres Verhältnis der Pneumatisationsqualität vor. Lediglich in der Kategorie „poor“ und „considerable“ sticht die Sklerosierungsgruppe mit einem prozentualen Anteil von 25% bzw. von 0% hervor.

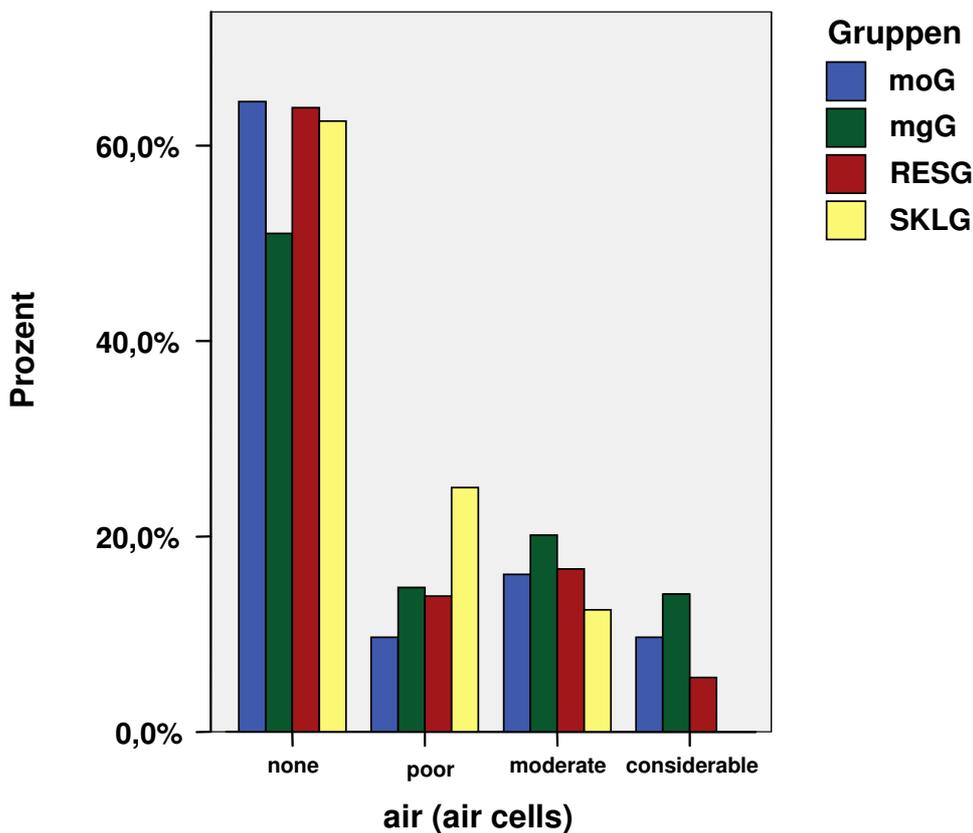


Abbildung 4.13: Pneumatisationsqualität der Frauen

5 Diskussion

Das Kiefergelenk ist das wohl am schwierigsten zu verstehende Gelenk des menschlichen Körpers ([11]). Obwohl bereits vor über einem Jahrhundert die Gelenkdiagnostik im Mittelpunkt wissenschaftlicher Arbeiten stand [65], liegen bis zum heutigen Tag keine Daten zur Volumetrie des Kiefergelenkspaltes vor. Man beschränkte sich vorwiegend auf ein- und zweidimensionale Studien in denen Winkel- und Streckenmessungen im Vordergrund standen [3], [18], [25], [26], [27], [52]. Vorhandene dreidimensionale Studien zum Kiefergelenk berücksichtigen nicht die vollständige räumliche Ausdehnung des Spaltes [3], [11], [18], [19].

Die in dieser Studie erhobenen volumetrischen Messungen des Kiefergelenkspaltes müssen also unter Berücksichtigung des Nichtvorhandenseins von Vergleichsdaten diskutiert werden.

Zudem soll kurz auf die ermittelten methodischen Fehler des Verfahrens eingegangen werden. Mit dem Nachweis eines durchschnittlichen Fehlerradius von $R_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07\text{mm}$ beim Setzen der landmarks, die für die Erstellung der Grenzebene notwendig sind, bzw. mit einem relativen Fehler von 4% bei der Segmentierung des Kiefergelenkes, wurde eine hohe Reproduzierbarkeit des benutzten Verfahrens zur Berechnung des Kiefergelenkspaltvolumens nachgewiesen [15]. Die daraus möglicherweise resultierenden Abweichungen sind folglich zu vernachlässigen.

Zu Beginn soll auf den geschlechtsspezifischen deutlichen Unterschied des Volumens eingegangen werden. Alle männlichen Patienten weisen innerhalb ihrer Gruppe ein deutlich höheres Volumen als das der Frauen auf. Beim männlichen mundgeöffneten Patienten liegt das mittelwertige Volumen sogar um etwas weniger als 500 mm^3 über dem der Frauen.

Um mögliche Einflüsse des Volumens ausgehend vom Alter, Größe oder möglicherweise vom noch vorhandenen Restwachstum beurteilen zu können, wurde die Messung von zwei altersabhängigen kraniofazialen Distanzen vorgenommen. Bei den knöchernen Messstrecken handelt es sich um die

intertemporale und um die laterale orbitale Distanz. Die eine repräsentiert eine Messstrecke in der Tiefe des Gesichtsschädels, die andere eine Messstrecke am äußeren Gesichtsschädel. Dabei wird insbesondere auf die intertemporale Distanz geachtet, da sich diese in direkter Nähe zur Schädelbasis und zum Kiefergelenk befindet. Sie liefert nach Waitzmann et al. [69] valide Daten zum Wachstum in dieser Region.

Die Messungen der Schädelstrecken zeigten zwar signifikante Unterschiede hinsichtlich des Geschlechtes, jedoch keine erkennbare Korrelation zum Alter und letztendlich auch keine zum Volumen. Dies konnte für das männliche und weibliche Patientenkollektiv nachgewiesen werden. Das Volumen selbst zeigte ebenfalls keine Korrelation zum Alter. Der Einfluss des Wachstums (Alter) und der Schädelgröße auf das Volumen spielen somit keine entscheidene Rolle. Bedenkt man, dass die Frauen ein Mindestalter von 16, die Männer ein Mindestalter von 18 Jahren haben, so stimmen diese Ergebnisse mit denen von Waitzmann et al. überein. Nach seiner Studie erreichte das Wachstum der intertemporalen Distanz bereits im Alter von 5 Jahren 85% der endgültigen Länge. Das Wachstum des äußeren Gesichtsschädels (laterale orbitale Distanz) verläuft dagegen zwar langsamer, findet aber dafür deutlich länger statt (bis in das Erwachsenenalter). In seiner Studie wurden die Patienten mit einem Alter von 17 Jahren als Erwachsene definiert. Danach hatte das Alter ebenfalls keinen bedeutenden Einfluss mehr.

Ein weiterer sehr interessanter Aspekt dieser Studie wird bei der Betrachtung des mittelwertigen Volumens im Gruppenvergleich ersichtlich. So lassen sich keine dieser Gruppen, bis auf die Kontrollgruppen untereinander, eindeutig anhand des mittleren Volumens voneinander abgrenzen.

Dieses relativ ausgeglichene Niveau unterstützt die These, dass das Kiefergelenk eine hohe Adaptionsfähigkeit besitzt. Dieser Aspekt soll aber erst nach der folgenden Betrachtung der Volumenfraktion vertieft werden.

Die Volumenfraktion errechnet sich aus dem Quotienten des absoluten Volumens und des Pseudomaximalvolumens. Letzteres entsteht, indem man

ausgehend von der Grenzebene (G_E) alle parallelen, nach kranial bis zum Fossadach reichenden Schichten in gleicher Länge aufaddiert.

So kann er als dimensionsloser Parameter Hinweise über die mögliche Größe, Beschaffenheit und Lage der Fossa und des Kondylus bzw. über deren Relation geben.

Bei der Volumenfraktion liegen weder hinsichtlich des Geschlechtes noch der Gelenkseite Unterschiede vor. Geht man davon aus, dass die gewonnenen Erkenntnisse bzgl. der geschlechtsspezifischen Unterschiede bei den Schädelmessungen auf die ossären Strukturen des Kiefergelenkes übertragbar sind, so soll der geschlechtsspezifische Konsens aus rein mathematischer Sicht betrachtet werden. Einer kleineren intertemporalen Distanz einer Frau folgt ein kleineres Kiefergelenk. Folglich sind sowohl die definierte Grenzebene, das darauf basierende Pseudomaximalvolumen und das absolute Volumen kleiner. Beim Mann verhält sich alles genau umgekehrt. Die Quotienten bzw. die Volumenfraktion bleiben aber gleich.

Der Gruppenvergleich zeigt jedoch, insbesondere gegenüber dem absoluten Volumen (nur die Kontrollgruppen lassen sich voneinander signifikant unterscheiden), ein völlig anderes Bild. Anhand der Volumenfraktion lassen sich die Gruppen eindeutig voneinander abgrenzen.

Das Resorptionsgelenk zeigt im Gruppenvergleich hinsichtlich der Volumenfraktion den geringsten Wert. Im Gegensatz zum absoluten Volumen, welches immerhin das zweitgrößte Volumen im Vergleich zu den anderen Gruppen besitzt, scheint dieser Wert jedoch nicht nachvollziehbar. Denn mit einem größeren Volumen, aus dem Verlust knöcherner Strukturen resultierend, müsste zwangsläufig die Volumenfraktion ebenfalls größer werden.

Hier soll der Begriff der Adaptionfähigkeit der össären Strukturen des Kiefergelenkes erneut aufgegriffen werden. Eine Veränderung im Sinne einer Knochenapposition im Bereich der Fossa könnte eine mögliche Erklärung sein. Denn einer Knochenzunahme würde ein kleineres Volumen und damit auch eine kleinere Volumenfraktion folgen.

In der Literatur wird das Adaptionpotential der ossären Strukturen bereits seit langem kontrovers diskutiert. Momentan scheinen sich Überlegungen der „growth-relativity–theory“ durchzusetzen [66]. Danach kommt es durch eine Veränderung der Fossa-Kondylus-Beziehung zu einer Aktivierung des „nonmuscular soft tissues“ (s.Kapitel 1.1.4). Eine Veränderung der Fossa-Kondylus-Relation hat danach Auswirkungen auf das Wachstumsverhalten der beiden Komponenten. Ihr Bestreben liegt darin ihre ursprüngliche, physiologische Relation wieder herzustellen.

Veränderungen der Fossa unter nicht physiologischen Bedingungen im Sinne einer Knochenapposition wurden an zahlreichen zweidimensionalen Studien an Mensch und Tier nachgewiesen [42], [43], [51], [52], [67], [68].

Die Sklerosierungsgelenke besitzen gegenüber den Resorptionsgelenken eine deutlich höhere Volumenfraktion.

Greift man nun die oben erwähnte Theorie erneut auf, so müssten Sklerosierungsprozesse ebenfalls Modulationsvorgänge nach sich ziehen. Um eine annähernde physiologische Relation zu wahren, müsste sich die Fossa sozusagen zurückziehen. Das hätte zur Folge, dass nicht nur das Fossadach dünner werden würde, sondern das insbesondere die anterioren, posterioren, lateraler und medialen Bereiche der Fossa nach kranial resorbierten. Der Quotient aus Volumen und Pseudomaximalvolumen steigt. Die Überlegungen bestärken die „growth-relativity–theory“.

Im Gegensatz zu allen anderen Gruppen weist die SKLG geschlechtsspezifische höchst signifikante Unterschiede auf. Schon das absolute Volumen zeigt mit 621mm^3 eine enorm hohe geschlechtsspezifische Differenz zugunsten der männlichen Patienten auf. Dies könnte zum einen auf eine ungewöhnlich starke Resorption im Bereich der Fossa hinweisen, und zum anderen, aufgrund der geringen Anzahl der männlichen Sklerosierungsbefunde (4 Gelenke) einen nicht repräsentativen Wert darstellen.

Anhand von weiteren Studien und anhand einer steigenden Anzahl von pathologischen Gelenkbefunden müssen diese Aussagen überprüft werden.

Im Gegensatz zum absoluten Volumen lässt sich mithilfe der Volumenfraktion eine funktionsabhängige Volumenveränderung nachweisen. Und genau diese Tatsache spricht für ein enormes Adaptionspotential des Kiefergelenkes.

Diese Modulationsfähigkeit des Kondylus-Fossa-Komplexes lässt folgende Überlegungen zu. Die Fossa ist in der Lage auf Veränderungen der Fossa-Kondylus-Relation (Sklerosierungen/ Resorptionen), zeitnah auf die veränderten Verhältnisse, durch Bildung von Lufteinschlüssen oder durch Resorptionen im Bereich der Fossa, zu reagieren. Da der Knochen dies, als nicht vaskularisiertes Gewebe, kaum durch vollständige Neubildung des Knochens erreichen kann, wird dies durch Pneumatisierungen erreicht [58]. In der Literatur werden diese auch als „air cells“ oder „air spaces“ bezeichnet [17], [21], [41].

Betrachtet man nun das vorliegende Patientenkollektiv hinsichtlich ihrer Lufteinschlüsse, so sind Tendenzen zu erkennen, die diese Theorie bestätigen. Bei der SKLG fällt in der Gesamtbetrachtung auf, dass zu 80% keine bzw. nur wenige Lufteinschlüsse vorliegen. Sowohl in der männlichen als auch in der weiblichen Gruppe sind keine Lufteinschlüsse der Kategorie „considerable“ vorhanden. Diese Tatsache spricht für die oben genannte Resorptionsmöglichkeit. Die Fossa mandibularis zieht sich zurück, die Knochenlamelle zwischen Gelenkkopf und der mittleren Schädelgrube wird dünner. Folglich bleibt kein Platz für Lufteinschlüsse.

Dagegen liegen bei den Männern innerhalb der Resorptionsgruppe zu 77% Lufteinschlüsse vor. Dies würde die Theorie bestärken, dass der Kiefergelenkkomplex durch Bildung von Lufteinschlüssen in der Lage ist, zeitnah auf Veränderungen des Fossa-Kondylus-Verhältnisses zu reagieren. Dem gegenüber soll aber auch die Tatsache aufgezeigt werden, dass sowohl die moG als auch die mgG mit bis zu 49% ebenfalls enorme Lufteinschlüsse aufweisen können. Zudem muss berücksichtigt werden, dass die Einteilung der Kategorien rein subjektiv vollzogen wurde.

Die Entwicklung von Methoden mit der man die Lufteinschlüsse reproduzierbar und objektiv messen kann, scheinen erstrebenswert. Mithilfe dieser Methoden und mit weiteren Studien könnte diese These weiter verifiziert werden.

6 Zusammenfassung

Schon lange versucht man in der Kiefergelenkdiagnostik eine Gesetzmäßigkeit in der Lagebeziehung und ein vorhersehbares Verhalten der ossären Strukturen bei therapeutischer Intervention bzw. bei pathologischer Situation zu erlangen. Bei diesen Studien lag zumeist eine ein- oder zweidimensionale Betrachtungsweise vor. Um jedoch aussagekräftige Daten des Kiefergelenkvolumens, sowohl unter physiologischen als auch unter pathologischen Situationen, zu erhalten, ist es nötig das Gelenk in seiner vollen Dreidimensionalität zu untersuchen. Da der Kondylus aufgrund seiner ausgesprochenen Formvariabilität als ungeeignet erscheint, wurde das Kiefergelenkspaltvolumen als negatives Abbild der Gelenkstrukturen herangezogen, um Gesetzmäßigkeiten des Verhaltens der ossären Strukturen darzustellen.

Für diese Studie wurden CT-Bilder von 226 Patienten herangezogen, d.h. anhand von 451 Gelenken (ein Gelenk war nicht auswertbar) wurde das Spaltvolumen und die dazugehörige Volumenfraktion berechnet. Das Patientenkollektiv wurde vier Gruppen zugeordnet, wobei die mundgeöffnete (moG) und mundgeschlossene (mgG) zur Kontrollgruppe, die Resorptions- (RESG) und die Sklerosierungsgruppe (SKLG) zur pathologischen Gruppe zählen. Die ermittelten Voluminae wurden gruppenspezifisch und untereinander hinsichtlich Alter, Größe, Geschlecht und Gelenkseite untersucht und analysiert. Um den Einfluss des Alters bzw. der Schädelgröße auf das Volumen beurteilen zu können, wurden zusätzlich an allen Patienten altersabhängige knöcherne Strecken des Schädels (kraniofaziale Distanzen) gemessen, die als valide Wachstumsdaten in der Gelenkregion angesehen werden.

Um Aussagen zur Adaptionfähigkeit des Kiefergelenkes machen zu können, wurde zudem an allen 451 Gelenken eine Beurteilung der Pneumatisationsqualität des Os temporale vorgenommen.

Des Weiteren wurde eine Modifizierung der zur Volumenmessung nötigen Segmentierregeln durchgeführt.

Anhand des Patientenkollektivs konnte eine funktionsabhängige Volumenveränderung nachgewiesen werden. Insbesondere durch die Berechnung der Volumenfraktion wurden signifikante Unterschiede zwischen den Gelenkspaltverhältnissen der Gruppen deutlich. So zeigten Patienten mit Sklerosierungsbefunden mit einer Volumenfraktion von 65,2 gegenüber von mundgeschlossenen Patienten (54,6) und Resorptionsbefunden (53,1), sowie die Resorptionsgruppe gegenüber den Patienten mit geöffnetem Mund (68,3) signifikante Unterschiede.

Im Gegensatz zur Volumenfraktion bestehen beim absoluten Volumen geschlechtsspezifische Unterschiede. Männliche Patienten besitzen ein größeres Volumen (moG: $2045,7 \text{ mm}^3 \pm 617,3 \text{ mm}^3$ / mgG: $1708,7 \text{ mm}^3 \pm 538,5 \text{ mm}^3$) als weibliche (moG: $1563,3 \text{ mm}^3 \pm 642,3 \text{ mm}^3$ / mgG: $1493,1 \text{ mm}^3 \pm 516,1 \text{ mm}^3$), wobei kein Unterschied zwischen linker und rechter Seite festgestellt werden konnte. Es liegt keine Abhängigkeit zum Wachstum und zur Größe vor. Eine relative Konstanz beim absoluten Volumen sowie signifikante Unterschiede der Volumenfraktion unter den Gruppen sprechen für ein großes Adaptionpotential der Fossa mandibularis. Die Ergebnisse bestätigen Studien, die anhand von Versuchen an Mensch und Tier ein hohes Adaptionpotential der ossären Gelenkstrukturen nachweisen konnten.

Eindeutige funktionsabhängige Pneumatisierungen ließen sich nicht nachweisen. Dennoch lassen sich Tendenzen beobachten, die eine Entwicklung einer Methode, zur objektiven Messung der Pneumatisationsqualität des Os temporale, erstrebenswert erscheinen lassen.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, et al: Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography--initial experience. *Eur J Radiol* 2006; 57:331-335.
- [2] Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K: Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28:245-248.
- [3] Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM: Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res* 2001; 80:1913-1918.
- [4] Bennighoff, Drenkhahn: *Anatomie*, Band 1, 16. Auflage © 2003 Elsevier GmbH, Gustav Fischer Verlag München
- [5] Brosius F: *SPSS 14 : [das mitp-Standardwerk ; fundierte Einführung in SPSS und die Statistik ; alle statistischen Verfahren mit praktischen Beispielen ; auf der CD: Testversion von SPSS 14 und alle Daten aus dem Buch]*. 1. Aufl ed. Heidelberg: mitp, Redline, 2006.
- [6] Bühl A: *SPSS 14 : Einführung in die moderne Datenanalyse ; [neu in dieser Auflage: Klassifikationsanalyse]*. 720310., überarb. und erw. Aufl ed. München u.a.: Pearson Studium, 2006.
- [7] Burger W, Burge MJ: *Digitale Bildverarbeitung : eine Einführung mit Java und ImageJ ; mit 16 Tabellen*. 2., überarb. Aufl ed. Berlin u.a.: Springer, 2006.
- [8] Buschang PH, Santos-Pinto A: Condylar growth and glenoid fossa displacement during childhood and adolescence. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 113:437-442.
- [9] Buzug TM: *Einführung in die Computertomographie : mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion*. 1. Nachdr ed. Berlin u.a.: Springer, 2005.
- [10] Cevitanes LH, Franco AA, Gerig G, et al: Comparison of relative mandibular growth vectors with high-resolution 3-dimensional imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128:27-34.
- [11] Chirani RA, Jacq JJ, Meriot P, Roux C: Temporomandibular joint: a methodology of magnetic resonance imaging 3-D reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97:756-761.
- [12] Detamore MS, Athanasiou KA: Evaluation of three growth factors for TMJ disc tissue engineering. *Ann Biomed Eng* 2005; 33:383-390.

- [13] Dibbets JM, Dijkman GE: The postnatal development of the temporal part of the human temporomandibular joint. A quantitative study on skulls. *Ann Anat* 1997; 179:569-572.
- [14] Fernandez Sanroman J, Gomez Gonzalez JM, Alonso Del Hoyo J, Monje Gil F: Morphometric and morphological changes in the temporomandibular joint after orthognathic surgery: a magnetic resonance imaging and computed tomography prospective study. *J Craniomaxillofac Surg* 1997; 25:139-148.
- [15] Fleuter C: Die Reproduzierbarkeit von radiologisch-anatomischen Landmarks zur Determination der Gelenkspaltgrenzen des Articulatio temporomandibularis. Zahnmedizinische Dissertation, Münster 2005.
- [16] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al: First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16:256-268.
- [17] Friedrich RE, Schulz F, Scheuer HA: Pneumatic spaces of the zygomatic arch (zygomatic air cell defect) on pantomograms--an aid for age determination and identification. *Arch Kriminol* 2005; 215:151-157.
- [18] Fushima K, Gallo LM, Krebs M, Palla S: Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during mastication. *Med Eng Phys* 2003; 25:181-190.
- [19] Gossi DB, Gallo LM, Bahr E, Palla S: Dynamic intra-articular space variation in clicking TMJs. *J Dent Res* 2004; 83:480-484.
- [20] Grillenberger A, Fritsch E: Computertomographie : Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren. Wien: Facultas, 2007.
- [21] Groell R, Fleischmann B: The pneumatic spaces of the temporal bone: relationship to the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28:69-72.
- [22] Holtmann M: Zur Reliabilität der Volumendetermination des humanen Kiefergelenkspaltes. Zahnmedizinische Dissertation, Münster 2006.
- [23] <http://dicom.offis.de/dcmintro.php.de>
- [24] Johnston LE,Jr: Functional appliances: a mortgage on mandibular position. *Aust Orthod J* 1996; 14:154-157.
- [25] Kahl-Nieke B, Fischbach R: A critical evaluation of the functional treatment of mandibular neck fractures in children. The results of a spiral computed tomographic follow-up. *Fortschr Kieferorthop* 1995; 56:157-164.
- [26] Kahl-Nieke B, Fischbach R: Condylar restoration after early TMJ fractures and functional appliance therapy. Part I: Remodelling. *J Orofac Orthop* 1998; 59:150-162.
- [27] Kahl-Nieke B, Fischbach R, Gerlach KL: CT analysis of temporomandibular joint state in children 5 years after functional treatment of condylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1994; 23:332-337.

- [28] Kalender WA: Computertomographie : Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen. 2., überarb. und erw. Aufl ed. Erlangen: Publicis Corp. Publ., 2006.
- [29] Katsavrias EG: Changes in articular eminence inclination during the craniofacial growth period. *Angle Orthod* 2002; 72:258-264.
- [30] Katsavrias EG, Dibbets JM: The growth of articular eminence height during craniofacial growth period. *Cranio* 2001; 19:13-20.
- [31] Katsavrias EG, Dibbets JM: The postglenoid tubercle: prevalence and growth. *Ann Anat* 2002; 184:185-188.
- [32] Katsavrias EG, Voudouris JC: The treatment effect of mandibular protrusive appliances on the glenoid fossa for Class II correction. *Angle Orthod* 2004; 74:79-85.
- [33] Kobayashi F, Ito J, Hayashi T, Maeda T: A study of volumetric visualization and quantitative evaluation of bone trabeculae in helical CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32:181-185.
- [34] Kruse-Losler B, Meyer U, Floren C, Joos U: Influence of distraction rates on the temporomandibular joint position and cartilage morphology in a rabbit model of mandibular lengthening. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59:1452-9; discussion 1460-1.
- [35] Lindahl L, Hollender L: Condylar fractures of the mandible. II. a radiographic study of remodeling processes in the temporomandibular joint. *Int J Oral Surg* 1977; 6:153-165.
- [36] Lippert H: Lehrbuch Anatomie : 183 Tabellen. 6., überarb. Aufl. ed. München {u.a.: Urban & Fischer, 2003.
- [37] McNamara JA, Jr, Bryan FA: Long-term mandibular adaptations to protrusive function: an experimental study in *Macaca mulatta*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 92:98-108.
- [38] Meyer U, Meyer T, Wiesmann HP, et al: The effect of magnitude and frequency of interfragmentary strain on the tissue response to distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57:1331-9; discussion 1340-1.
- [39] Moss ML, Rankow RM: The role of the functional matrix in mandibular growth. *Angle Orthod* 1968; 38:95-103.
- [40] Nickel JC, McLachlan KR, Smith DM: Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. *J Dent Res* 1988; 67:896-902.
- [41] Orhan K, Delilbasi C, Orhan AI: Radiographic evaluation of pneumatized articular eminence in a group of Turkish children. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:365-370.
- [42] Panherz H, Fischer S: Amount and direction of temporomandibular joint growth changes in Herbst treatment: a cephalometric long-term investigation. *Angle Orthod* 2003; 73:493-501.

- [43] Pancherz H, Michailidou C: Temporomandibular joint growth changes in hyperdivergent and hypodivergent Herbst subjects. A long-term roentgenographic cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:153-61; quiz 254-5.
- [44] Pasler FA: *Zahñrztliche Radiologie*. 4., unverñd. Aufl. ed. Stuttgart: Thieme, 2003.
- [45] Paulsen HU, Karle A, Bakke M, Herskind A: CT-scanning and radiographic analysis of temporomandibular joints and cephalometric analysis in a case of Herbst treatment in late puberty. *Eur J Orthod* 1995; 17:165-175.
- [46] Paulsen HU: Morphological changes of the TMJ condyles of 100 patients treated with the Herbst appliance in the period of puberty to adulthood: a long-term radiographic study. *Eur J Orthod* 1997; 19:657-668.
- [47] Putz, Pabst: *Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1, 22. Auflage* © 2006 Elsevier GmbH, Gustav Fischer Verlag München
- [48] Rabie AB, Zhao Z, Shen G, Hagg EU, Dr O, Robinson W: Osteogenesis in the glenoid fossa in response to mandibular advancement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119:390-400.
- [49] Rauber A, Kopsch F: *Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen : in zwei Bñden*. Stuttgart: Thieme, .
- [50] Ropers D: Multislice computer tomography for detection of coronary artery disease. *J Interv Cardiol* 2006; 19:574-582.
- [51] Ruf S, Pancherz H: Temporomandibular joint remodeling in adolescents and young adults during Herbst treatment: A prospective longitudinal magnetic resonance imaging and cephalometric radiographic investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115:607-618.
- [52] Ruf S, Wusten B, Pancherz H: Temporomandibular joint effects of activator treatment: a prospective longitudinal magnetic resonance imaging and clinical study. *Angle Orthod* 2002; 72:527-540.
- [53] Schachner H: *Kleine Theorie zur Computertomographie : eine Einfñhrung für Medizinphysiker, Medizintechniker und Studierende dieser Fachrichtungen*. Berlin: Lehmanns Media, 2006.
- [54] Schiebler TH, Arnold G: *Anatomie : Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen ; unter Berücksichtigung des Gegenstandskatalogs ; mit 119 Tabellen*. 8., vollst. überarb. und aktualisierte Aufl., [Nachdr. der Ausg. 1999, limitierte broschiierte Sonderausg. ed. Berlin {u.a.: Springer, 2003.
- [55] Schwenzer N, Becker T: *Zahnärztliche Chirurgie : 28 Tabellen*. Bd. 33., aktualisierte und erw. Aufl ed. Stuttgart u.a.: Thieme, 2000.
- [56] Sessle BJ, Woodside DG, Bourque P, et al: Effect of functional appliances on jaw muscle activity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98:222-230.

- [57] Shum L, Rabie AB, Hagg U: Vascular endothelial growth factor expression and bone formation in posterior glenoid fossa during stepwise mandibular advancement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125:185-190.
- [58] Stamm T: Beiträge zur Prozessqualität in der Planung orthognather und kraniofazialer Chirurgie, Gelenkposition und virtuelle Operation. Habilitationsschrift, Münster 2004.
- [59] Thome R, Wagner G, Thome-Wagner : Dokumentation, Datenverarbeitung und Statistik in der Medizin : Kurzlehrbuch für die medizinischen Berufe ; mit 4 Tabellen. 4192., verb. Aufl ed. Stuttgart u.a.: Schattauer, 1983.
- [60] Thoren H, Hallikainen D, Iizuka T, Lindqvist C: Condylar process fractures in children: a follow-up study of fractures with total dislocation of the condyle from the glenoid fossa. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59:768-73; discussion 773-4.
- [61] Thoren H, Iizuka T, Hallikainen D, Lindqvist C: Radiologic changes of the temporomandibular joint after condylar fractures in childhood. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 86:738-745.
- [62] Tillmann B, Leonhardt H, Rauber A, Kopsch F: Bewegungsapparat. Bd. 1Neuauf. ed. Stuttgart u.a.: Thieme, 1987.
- [63] Ueki K, Marukawa K, Shimada M, Hashiba Y, Nakagawa K, Yamamoto E: Condylar and disc positions after sagittal split ramus osteotomy with and without Le Fort I osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103:342-348.
- [64] Vannier MW: Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6 Suppl 1:23-30; discussion 179-82.
- [65] von Török A. Über die Stellung der Längsachsen der Gelenkköpfe beim menschlichen Unterkiefer. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie* 1899;1:379-450
- [66] Voudouris JC, Kuftinec MM: Improved clinical use of Twin-block and Herbst as a result of radiating viscoelastic tissue forces on the condyle and fossa in treatment and long-term retention: growth relativity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 117:247-266.
- [67] Voudouris JC, Woodside DG, Altuna G, et al: Condyle-fossa modifications and muscle interactions during Herbst treatment, Part 2. Results and conclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124:13-29.
- [68] Voudouris JC, Woodside DG, Altuna G, Kuftinec MM, Angelopoulos G, Bourque PJ: Condyle-fossa modifications and muscle interactions during herbst treatment, part 1. New technological methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123:604-613.
- [69] Waitzman AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE: Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: Part II. Normal values and growth trends. *Cleft Palate Craniofac J* 1992; 29:118-128.

- [70] Waldeyer A, Fanghänel J: Waldeyer Anatomie des Menschen. 17., völlig überarb. Aufl. / hrsg. von J. Fanghänel ... ed. Berlin {u.a.: de Gruyter, 2003.
- [71] Watted N, Witt E, Kenn W: The temporomandibular joint and the disc-condyle relationship after functional orthopaedic treatment: a magnetic resonance imaging study. Eur J Orthod 2001; 23:683-693.
- [72] Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L: Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. N Y State Dent J 2005; 71:28-33.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral [4].....	1
Abbildung 1.2: Schnittbild Kiefergelenk von lateral bei Mundöffnung [47]	4
Abbildung 1.3: Sagittalschnitt durch das Kiefergelenk; Knochenapposition im anterioren Bereich der Postglenoid Spine nach vorne unten [68].....	13
Abbildung 1.4: Radontransformation (Integraltransformation) [28].....	15
Abbildung 1.5: Gerätegenerationen in der CT-Historie [28].....	17
Abbildung 1.6: Der englische Ingenieur G.N. Hounsfield [28]	18
Abbildung 1.7: Hounsfield-Skala [28]	20
Abbildung 3.1: Darstellung eines mundoffenen Patientens mit Endotrachealtubus (Ansicht von lateral)	27
Abbildung 3.2: Darstellung eines mundgeschlossenen Patientens (Ansicht von lateral)).....	27
Abbildung 3.3: Darstellung eines Sklerosierungsgelenkes mittels CT (Ansicht von lateral).....	28
Abbildung 3.4: Darstellung eines Resorptionsgelenkes mittels CT (Ansicht von lateral).....	29
Abbildung 3.5: Meatus acusticus externus (MAE) [15].....	30
Abbildung 3.6: Spina ossis sphenoidalis (SOS) [15]	31
Abbildung 3.7: Tuberculum articulare anterior (TAA) [15]	31
Abbildung 3.8: Darstellung eines geöffneten CT Patientendatensatzes mittels ImageJ	33
Abbildung 3.9: Markiertes Kiefergelenk mithilfe des Rectangular Selection Tool.....	34
Abbildung 3.10 : Koordinaten des gesetzten landmarks	35
Abbildung 3.11: Alle landmarks liegen nun in einer Schichtebene (Grenzebene GE).....	36
Abbildung 3.12: Threshold zur Bestimmung des Schwellenwertes	39
Abbildung 3.13: Maximale Darstellung der ossären Bestandteile des Kiefergelenkes.....	40
Abbildung 3.14: Visualisierung von Regel b). Threshold falsch eingestellt	40
Abbildung 3.15: Visualisierung von Regel b). Threshold richtig eingestellt	41

Abbildung 3.16: Markierung des Kiefergelenkes mithilfe des Polygon Selection Tool.....	42
Abbildung 3.17: Darstellung des Kiefergelenkvolumens	43
Abbildung 3.18: Erstellung des Polygons im Uhrzeigersinn	44
Abbildung 3.19: DKVI-Regel.....	44
Abbildung 3.20: DKVA-Regel	45
Abbildung 3.21: Anschnitt des Kondylus wird unter Umständen akzeptiert.....	45
Abbildung 3.22: Miteinbeziehung kleiner ossärer Strukturen	46
Abbildung 3.23: Physiologische Verbindungslinie	46
Abbildung 3.24: Entfernung der schwarzen Areale innerhalb des Kondylus.....	47
Abbildung 3.25: Messung der kraniofazialen Distanzen; Links: intertemporale Distanz; Rechts: laterale orbitale Distanz	49
Abbildung 3.26: Kategorie „none air“ (Sagittalschnitt)	50
Abbildung 3.27: Kategorie „poor air“ (Sagittalschnitt)	50
Abbildung 3.28: Kategorie „moderate air“ (Sagittalschnitt)	51
Abbildung 3.29: Kategorie „considerable air“ (Sagittalschnitt).....	51
Abbildung 4.1: Darstellung des Patientenkollektivs hinsichtlich der Anzahl, des Geschlechtes und der Gelenkseite	57
Abbildung 4.2: Altersverteilung des Patientenkollektivs	58
Abbildung 4.3: Darstellung des geschlechtsspezifischen Unterschieds am Beispiel der lateralen orbitalen Distanz	59
Abbildung 4.4: Geschlechtsspezifische signifikante Unterschiede des Volumens bei der moG. Keine Unterschiede innerhalb des Geschlechtes hinsichtlich der Gelenkseite.	61
Abbildung 4.5: Geschlechtsspezifische signifikante Unterschiede des Volumens in der mgG. Keine Unterschiede innerhalb des Geschlechtes hinsichtlich der Gelenkseiten.	62
Abbildung 4.6: Links: Geschlechtsspezifische Darstellung der volumetrischen Unterschiede der einzelnen Gruppen.....	62
Abbildung 4.7: Darstellung des Volumens mittels Boxplot zur Visualisierung der Gruppenunterschiede.....	63
Abbildung 4.8: Volumenfraktion im Geschlechter- und Seitenvergleich (moG)	65
Abbildung 4.9: Volumenfraktion im Geschlechter- und Seitenvergleich (mgG)	65
Abbildung 4.10: Gruppenunterschiede der Volumenfraktion	67

Abbildung 4.11: Pneumatisationsqualität im Gruppenvergleich.....	68
Abbildung 4.12: Pneumatisationsqualität bei den Männern.....	69
Abbildung 4.13: Pneumatisationsqualität der Frauen	70

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1: Übersicht über das Alter der Patienten	58
Tabelle 4.2: Mittelwertige Volumenverteilung des Patientenkollektivs [mm ³]....	64
Tabelle 4.3: Mittelwerte der Volumenfraktion	66

10 Abkürzungsverzeichnis

DKVA	Direkte-Knochen-Verbindung-Außen
DKVI	Direkte-Knochen-Verbindung-Innen
GE	Grenzebene
HU	Hounsfield Einheiten
ITD	intertemporale Distanz
LOD	laterale orbitale Distanz
LPM	M. pterygoideus lateralis
MAE	Meatus acusticus externus
mgG:	mundgeschlossene Gruppe
moG	mundgeöffnete Gruppe
RESG	Resorptionsgruppe
SKLG	Sklerosierungsgruppe
SOS	Spina ossis sphenoidalis
TAA	Tuberculum articulare anterior
V	Kiefergelenkspaltvolumen
p	Signifikanz
r	Korrelationskoeffizient
V _{fr}	Volumenfraktion
V _{max}	Pseudomaximalvolumen

11 Anhang

11.1 Danksagung

In diesem Zusammenhang möchte ich mich bei Frau Universitätsprofessorin Dr. med. dent. Ulrike Ehmer für die freundliche Überlassung des Themas bedanken.

Des Weiteren gilt mein Dank meinem Doktorvater Priv.-Doz. Dr. med. dent. Thomas Stamm für die Betreuung und Anregungen während dieser Arbeit.

Hinsichtlich der statistischen Auswertung gilt ein großes Dankeschön an Frau Dr. Osada, die mit ihrem immer freundlichen Wesen zur Seite stand.

Abschließend möchte ich meinen Eltern danken, die mich in der ganzen Zeit stets liebevoll unterstützt und mir das ganze Studium ermöglicht haben.

11.2 Lebenslauf

Name: Christof Föcking
Geburtsdatum: 10.10.1980
Geburtsort: Bocholt
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Heinrich Föcking, Diplom Ingenieur
Elisabeth Föcking, geborene Telaar; Krankenschwester

Schulbildung

1987 – 1991 Georgius Schule
1991 –2000 St. Georg-Gymnasium
06/2000 Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

Zivildienstzeit:

2000 – 2001 Pflegedienst Ute Sommers

Studium

2002 – 2007 Studium der Zahnmedizin an der Westfälischen
Wilhelms-Universität Münster
09/2003 Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Vorphysikum)
03/2005 Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
12/2007 Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)

Münster, den 25.07.2008