

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

**Zur Reliabilität der Volumendetermination des  
humanen Kiefergelenkspaltes**

INAUGURAL – DISSERTATION

**zur**

**Erlangung des doctor medicinae dentium**

**der Medizinischen Fakultät**

**der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

**vorgelegt von**

**Holtmann, Maik**

**aus Bad Laer**

**2007**

**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:** Priv.-Doz. Dr. Dr. J. Kleinheinz

**Tag der mündlichen Prüfung:** 26.03.2007

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

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Thomas Stamm

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. Dr. J. Kleinheinz

**ZUSAMMENFASSUNG**

**Zur Reliabilität der Volumendetermination des humanen Kiefergelenkspaltes**

**Holtmann, Maik**

Das Kiefergelenk (Articulatio temporomandibularis) nimmt eine Sonderstellung unter den Gelenken ein. Es stellt die bewegliche Verbindung zwischen Unterkiefer und der Schädelbasis dar. Hinsichtlich der dreidimensionalen Lage des Kondylus zur Fossa articularis ist eine dreidimensionale Betrachtung des Kiefergelenkspaltes aufgrund dessen Komplexität von essentieller Bedeutung. Die Volumetrie des Kiefergelenkspaltes erfordert die Berücksichtigung der dritten Dimension, denn nur durch das Volumen wird man der dritten Dimension gerecht. Zur bildgebenden Darstellung des Kiefergelenkspaltes ist die Computertomographie das geeignete Hilfsmittel um das Volumen zwischen den knöchernen Grenzen zu erfassen.

Die Bedeutung für die Kieferorthopädie besteht in der Nutzung des Volumens des Kiefergelenkspaltes für die Diagnostik, Therapie, Nachsorge und Dokumentation. Der Schwerpunkt für die Kieferorthopädie liegt in der Berücksichtigung der dreidimensionalen Kondylus Fossa Relation. Mit dem Wissen der dreidimensionalen Lage des Kiefergelenkes zur Fossa articularis können damit Kiefergelenkserkrankungen verhindert werden.

Ziel der Arbeit ist es, ein Verfahren zu entwickeln, das eine Volumenbestimmung des Kiefergelenkspaltes reproduzierbar macht. Es wurden 200 computertomographische Patientendatensätze untersucht und das Kiefergelenkspaltvolumen mit der Bildbearbeitungssoftware ImageJ bestimmt. Definierte Regeln sind erstellt worden, die die Segmentierung des Kiefergelenkspaltes erleichtern und ein konstantes Verfahren ermöglichen.

Die Reliabilität der Durchführung der Volumendetermination wurde anhand einer um acht Wochen versetzte zweite Messung an 100 Patientendatensätzen durchgeführt. Zur Berechnung des Methodenfehlers der Segmentierung wurde die Formel nach Dahlberg angewendet. Der relative methodische Fehler beträgt 1,04, also 4%. Um eine Aussage über die Zuverlässigkeit der Arbeit machen zu können, wurde außerdem der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston bestimmt. Das Ergebnis lieferte einen Wert von 0,96. Zudem wurde die Volumendetermination des Kiefergelenkspaltes dem T-Test für gepaarte Stichproben unterzogen, bei dem sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der ersten und der zweiten durchgeführten Messung ergaben. Die Ergebnisse zeigen eine hohe Reliabilität und somit eine hohe Validität der Durchführung der Segmentierung des Gelenkspaltvolumens. Dies führt zu der Annahme, dass das Verfahren zur Bestimmung des Kiefergelenkspaltvolumens auch in Zukunft für komplexe Strukturen, wie es der Kiefergelenkspalt ist zur Anwendung kommt.

Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2007

Für meine Eltern.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1</b>	<b>Das Kiefergelenk</b> .....	<b>1</b>
1.1.1	Die Morphologie des Kiefergelenkes .....	1
1.1.2	Die Funktion des Kiefergelenkes.....	4
1.1.3	Erkrankungen des Kiefergelenkes .....	6
1.1.4	Darstellung des Kiefergelenkes im Röntgenbild .....	9
1.1.4.1	Aufnahmetechniken .....	9
<b>1.2</b>	<b>Die Computertomographie</b> .....	<b>13</b>
1.2.1	Historischer Überblick über die Entwicklung der Computertomographie .....	15
1.2.2	Das Prinzip der Computertomographie .....	15
1.2.3	Spiral-Computer-Tomographie.....	17
<b>1.3</b>	<b>Begriffsdefinitionen</b> .....	<b>18</b>
1.3.1	Reliabilität.....	18
1.3.2	Validität .....	18
<b>1.4</b>	<b>Statistische Definitionen</b> .....	<b>19</b>
<b>1.5</b>	<b>Ziel der Arbeit</b> .....	<b>20</b>
<b>1.6</b>	<b>Bedeutung für die Kieferorthopädie</b> .....	<b>21</b>
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b> .....	<b>22</b>
<b>2.1</b>	<b>Material</b> .....	<b>22</b>
2.1.1	Die digitalen Patientendatensätze .....	22
2.1.2	Das medizinische Bilddatenformat DICOM.....	23
2.1.3	Die Bildbearbeitungssoftware ImageJ .....	24
<b>2.2</b>	<b>Methode</b> .....	<b>26</b>
2.2.1	Bezugspunkte zur Bestimmung des Gelenkspaltvolumens .....	26

2.2.2	Reformatierung der Kiefergelenke .....	29
2.2.3	Segmentierung des Kiefergelenkspaltes .....	38
2.2.4	Segmentierregeln .....	43
2.2.5	Datenerhebung .....	47
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>48</b>
3.1	Methodenfehler der Segmentierung.....	48
3.2	Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston .....	49
3.3	Mittelwertvergleich zwischen der ersten und zweiten Messung .....	50
3.4	T-Test für gepaarte Stichproben .....	50
3.4.1	Graphische Darstellung mittels Boxplots .....	51
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>52</b>
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>55</b>
<b>6</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>	<b>61</b>
<b>8</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS.....</b>	<b>63</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>I</b>
9.1	Danksagung .....	I
9.2	Lebenslauf.....	II

## **1 Einleitung**

### **1.1 Das Kiefergelenk**

#### **1.1.1 Die Morphologie des Kiefergelenkes**

Das Kiefergelenk, *Articulatio temporomandibularis*, stellt die bewegliche Verbindung zwischen Unterkiefer und der Schädelbasis dar. Es artikulieren das *Caput mandibulae* des *Processus condylaris* mit der *Fossa mandibularis* sowie dem *Tuberculum articulare* des *Os temporale* miteinander. Die anatomischen, queren Achsen der beiden Gelenkfortsätze schneiden sich vor dem *Foramen magnum* und bilden somit einen nach vorn offenen stumpfen Winkel von  $150^\circ$  bis  $165^\circ$ . Die Gelenkfläche des *Caput mandibulae* liegt auf der Vorderseite des Gelenkkopfes. Sie hat einen elliptoiden Umriss und ist in der Sagittalebene und in der Frontalebene konvex gekrümmt. Die Gelenkflächen am *Os temporale* bilden die *Fossa mandibularis* und das *Tuberculum articulare*, wobei nur der vordere Anteil der *Fossa mandibularis* an der Bildung der Gelenkfläche beteiligt ist. Beide Gelenkflächen, die des *Caput mandibulae* und die der *Fossa mandibularis*, sind mit Faserknorpel überzogen. Die *Fossa mandibularis* ist etwa 2 bis 3 mal größer als die Gelenkfläche des *Processus condylaris*.

Zwischen *Kondylus* und der *Fossa mandibularis* liegt der aus Faserknorpel bestehende *Discus articularis*, durch den das Kiefergelenk in zwei getrennte Kammern unterteilt wird, eine obere diskotemporale und eine untere diskomandibuläre Kammer. Die gleichnamigen Gelenkspalten sind mit Gelenkflüssigkeit, der *Synovia*, gefüllt. Die *Synovia* wird von der inneren Schicht der Gelenkkapsel, dem *Stratum synoviale*, gebildet. Der *Discus articularis* des Kiefergelenks ist eine quer ovale Platte, die peripher allseits mit der Gelenkkapsel verwachsen ist. Über seine Insertion am vorderen Abschnitt der Gelenkkapsel kann der obere Teil des *M. pterygoideus lateralis* mit dem *Discus articularis* in Verbindung treten. Der zentrale Abschnitt des Diskus besteht aus straffen Bindegewebe. In den Randzonen finden sich außerdem noch Knorpelzellen. Der die Rückfläche des Gelenkkopfes bedeckende dorsale Anteil des Diskus setzt sich aus zwei Anteilen zusammen, sie wird auch die bilaminäre Zone genannt. Der obere Anteil der bilaminären Zone besteht aus lockerem Bindegewebe, zum größten Teil aus



elastischen Fasern, die eine Rückstellung des Discus articularis bei der Adduktion des Unterkiefers ermöglichen. Der untere Anteil enthält straffes Bindegewebe und ist an der Rückfläche des Collum mandibulae verankert. Der bilaminäre Abschnitt des Diskus enthält Nerven und Gefäße, die aus dem extrakapsulären Abschnitt der Fossa mandibularis ziehen und den dorsalen Teil des hinteren Bandes versorgen. Die Inkongruenzen zwischen den artikulierenden Skelettelementen in den verschiedenen Stellungen des Gelenkes werden durch den Diskus ausgeglichen.

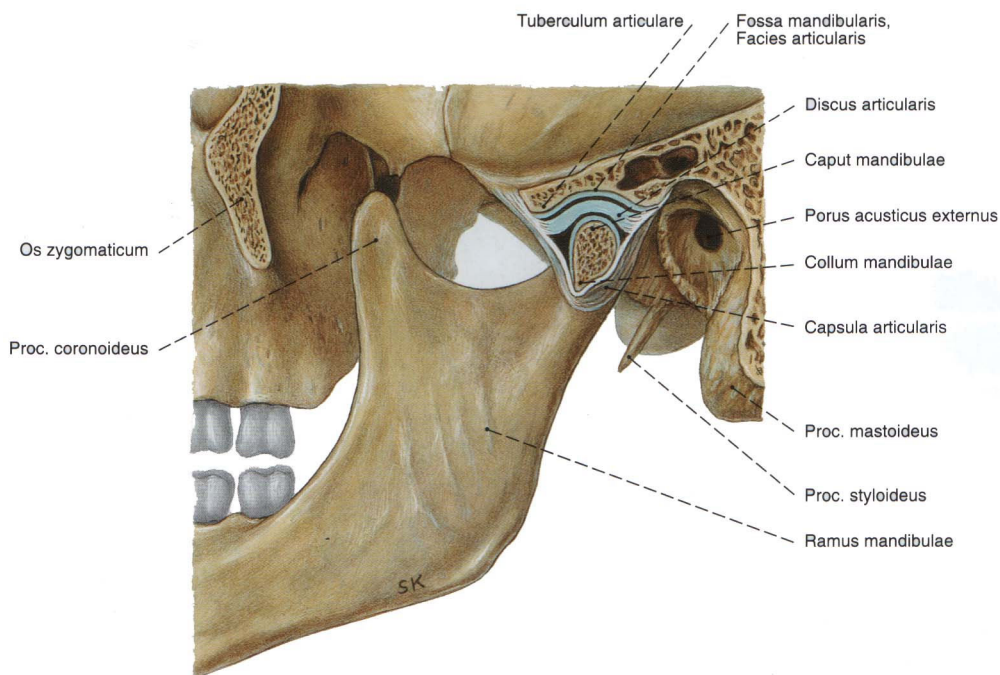


Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral (aus [37]).

Das Kiefergelenk wird von einer weiten Gelenkkapsel umschlossen. Sie greift am Os temporale vorn etwas über das Tuberculum articulare hinaus an. Medial und lateral entspringt die Kapsel in der Nähe der Knorpel-Knochen-Grenze. Dorsal ist die Kapsel vor der Fissura petrotympanica, der sogenannten Glaser'schen Spalte, im Knochen der Fossa mandibularis verankert. Eine Verstärkung erhält die Kapsel durch ein lateral gelegenes Verstärkungsband, dem Ligamentum laterale. Auch auf der medialen Seite kann ein kapselverstärkendes Ligamentum mediale vorkommen. Das dreieckige Ligamentum laterale verstärkt die schlaaffe Kapsel und bremst das Zurückführen des

Unterkiefers. Medial der Kapsel verlaufen zunächst noch das Ligamentum sphenomandibulare und das Ligamentum stylomandibulare. Das Ligamentum sphenomandibulare zieht von der Spina des Keilbeins zur Lingula mandibulae und das Ligamentum stylomandibulare verläuft vom Processus styloideus zum Angulus mandibulae. Beide Bänder haben keine Beziehung zur Kiefergelenkskapsel.

Die Innervation des Kiefergelenkes erfolgt über Äste des Nervus auriculotemporalis, Nervus massetericus und den Nervi temporales profundi. An der vaskulären Versorgung beteiligen sich die Arteria temporalis superficialis, die Arteria transversa faciei, die Arteria auricularis profunda sowie die Rami articulares der Arteria maxillaris [ 10, 42, 49].

## 1.1.2 Die Funktion des Kiefergelenkes

Das Kiefergelenk nimmt unter den Gelenken wegen seiner kombinierten Dreh- und Gleitbewegung eine Sonderstellung ein. Bei Bewegungen des Unterkiefers rotiert der Kondylus in der unteren Gelenkkammer und es erfolgt eine Translation in der oberen Gelenkkammer. Die Bewegungsmöglichkeiten im Kiefergelenk sind somit sehr vielfältig, lassen sich jedoch auf drei Grundbewegungen zurückführen. Man unterscheidet Abduktion bzw. Adduktion (Öffnungs- und Schließbewegung), Protrusion bzw. Retrusion (Vorschub- und Rückschubbewegung), sowie Laterotrusion bzw. Mediotrusion (Seitwärtsbewegung).

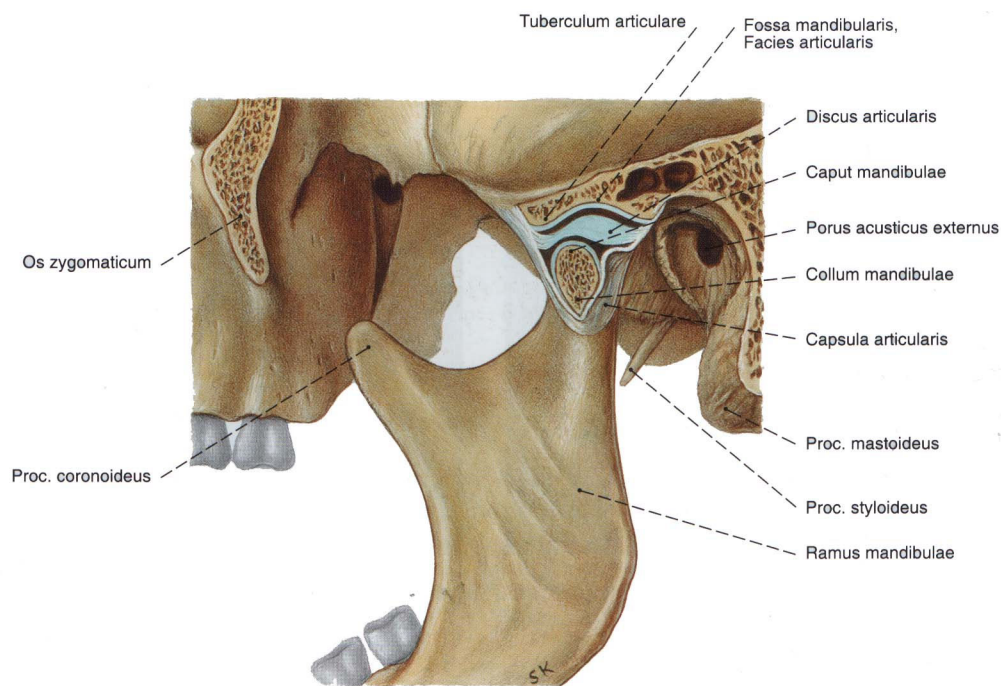


Abbildung 1.2: Schnittbild Kiefergelenk von lateral bei Mundöffnung (aus [37]).

Bei den Bewegungen des Unterkiefers sind verschiedene Muskeln beteiligt. Der M. masseter, der M. pterygoideus medialis und der M. temporalis dienen der Adduktion. Eine Abduktion wird durch die infra- und suprahyoidale Muskulatur, sowie durch eine Kontraktion des M. pterygoideus lateralis ermöglicht. Der M. pterygoideus lateralis erzielt bei einseitiger Kontraktion eine Laterotrusion, bei beidseitiger Kontraktion eine

Protrusion des Unterkiefers. Die nach vorn unten gerichteten Fasern der Pars superficialis des M. masseter bewirken auch eine Protraktion. Die mittleren und hinteren Faseranteile des M. temporalis fungieren als Retraktoren.

Da es sich beim Unterkiefer um einen unpaarigen Knochen handelt, werden diese Bewegungen nicht nur isoliert in einem Gelenk vollzogen, sondern auch in dem gegenüberliegenden Gelenk durchgeführt. Die räumliche Begrenzung der Unterkieferbewegungen erfolgt durch die Hart und Weichgewebe der Kiefergelenke sowie durch die Ligamente, Sehnen, Muskeln und Zähne.

Alle Unterkieferbewegungen entsprechen oder verlaufen innerhalb bestimmter Grenzbewegungen. Betrachtet man diese Grenzbewegungen in der Sagittal-, Horizontal- und Frontalebene des Schädels, zeichnen sich jeweils charakteristische und individuelle Muster ab. Konzentriert man sich nun auf die Öffnungsbewegung in der Sagittalebene, kommt es zunächst zu einer reinen Rotation. Erfolgt eine weitere Öffnung, resultiert eine kombinierte Dreh- Gleitbewegung der Kondylen. Eine maximale physiologische Schneidekantendistanz kann bis 40 mm bis 50 mm liegen.

Beim Kauakt kommt es zu einer komplexen Abfolge von Rotation, Translation, Medio- und Laterotrusion. Es wird eine Laterotrusionsseite, die Kau- oder Arbeitsseite, von einer Mediotrusionsseite, die Nichtkau- oder Nichtarbeitsseite unterschieden. Betrachtet man die Laterotrusionsseite in einer horizontalen Ebene beim Kauvorgang, zeigt sich lediglich eine reine Rotation um die vertikale Achse des Kondylus. In der Regel wird aber eine unterschiedlich starke Lateralverschiebung der Arbeitskondylus bei einer Seitwärtsbewegung beobachtet. Diese Verlagerung bezeichnet man als Bennettbewegung. Das charakteristische Bewegungsmuster des Nichtarbeits- oder Mediotrusionskondylus stellt eine nach ventral, medial und kaudal gerichtete Bewegung dar [10, 11, 31, 42, 49].

### 1.1.3 Erkrankungen des Kiefergelenkes

Die Erkrankungen des Kiefergelenkes werden durch unterschiedliche systematische Klassifikationen eingeteilt. Die erste systematische Klassifikation wurde durch die IHS Klassifikation des Kopfschmerzes (International Headache Society) vorgenommen [14]. Unter Punkt 11.7 sind die Erkrankungen des Kiefergelenkes aufgelistet, wobei keine weiteren Differenzierungen vorgenommen wurden.

#### 11.7 Erkrankungen des Kiefergelenkes nach IHS

- 11.7.1 Angeboren oder entwicklungsgeschichtlich verursacht
  - 11.7.1.1 Aplasie
  - 11.7.1.2 Hypoplasie
  - 11.7.1.3 Hyperplasie
- 11.7.2 Verlagerungen des Discus articularis
  - 11.7.2.1 Diskusverlagerung mit Reposition
  - 11.7.2.2 Diskusverlagerung ohne Reposition
- 11.7.3 Verlagerung des Kondylus articularis
- 11.7.4 Entzündliche Erkrankungen
  - 11.7.4.1 Synovitis/Capsulitis
  - 11.7.4.2 (primär chronische) Polyarthrit
- 11.7.5 Osteoarthritis (nicht entzündliche Erkrankungsformen)
  - 11.7.5.1 primäre Osteoarthritis
  - 11.7.5.2 sekundäre Osteoarthritis
- 11.7.6 Ankylose
- 11.7.7 Fraktur (Processus Condylaris)

Tabelle 1.1: IHS-Klassifikation.

An dieser IHS Klassifikation orientierte sich die WHO (World Health Organisation) und verbreitete die ICD-Klassifikation (International Classification of Diseases). In der

aktuellen ICD10 Klassifikation werden im Kapitel 11 unter Punkt K00-K14 die Krankheiten der Mundhöhle, der Speicheldrüsen und der Kiefergelenke klassifiziert [22]. Punkt K07.6 gibt die aktuelle Klassifikation der Kiefergelenkserkrankungen wieder. Dort findet sich ein Querverweis zu Punkt S03, unter dem die Luxation, Verstauchung und Zerrung von Bändern des Kopfes eingegliedert werden.

### **K07.6 Krankheiten des Kiefergelenkes**

- Costen Syndrom
- Funktionsstörung des Kiefergelenkes
- Kiefergelenkknacken
- Kiefergelenkarthralgie
- Akute Kieferluxation (S03.0)
- Akute Kieferzerrung (S03.0)

Tabelle 1.2: ICD10-Klasifikation der WHO [22].

Die American Academy of Orofacial Pain (AAOP) entwickelte sich aus der American Academy of Craniomandibular Disorders. Sie ist eine weitere wichtige Institution im Zusammenhang mit der Klassifikation von Kiefergelenkserkrankungen, denn im Namen der AAOP Guidelines veröffentlichte Okeson eine Klassifikation craniomandibulärer Dysfunktionen [32]. Ebenso findet sich ein Klassifikationsschema der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn Mund und Kieferkrankheiten). Die AGF (Arbeitsgemeinschaft für Funktionslehre), eine Fachgruppierung der DGZMK, gibt eine diagnose- und therapieorientierte Klassifikation der Kiefergelenkserkrankungen an.

**Arthropathie**

**Diskusverlagerung**

Mit Reposition

Ohne Reposition

**Arthrose**

Aktiviert

Inaktiviert

**Kondylusverlagerung**

Nach kranial (Kompression)

Nach kaudal (Distraktion)

**Kondylushypermobilität**

**Kondylusluxation**

Tabelle 1.3: Modifizierte Nomenklatur der DGZMK.

### 1.1.4 Darstellung des Kiefergelenkes im Röntgenbild

Derzeit stehen verschiedene Aufnahmetechniken für die röntgenologische Darstellung des Kiefergelenks zur Verfügung. Die Vielzahl der angewandten Verfahren projizieren ein dreidimensionales Objekt auf eine zweidimensionale Ebene, dem Röntgenfilm. Besondere Schwierigkeiten bei der Darstellung des Kiefergelenkes bestehen in der engen räumlichen Beziehung zur Schädelbasis und der an sich komplexen Struktur des Kiefergelenkes selbst [47]. Die unterschiedlichen Charakteristika der am häufigsten zur Anwendung kommenden Aufnahmeverfahren sollen im folgenden Abschnitt kurz dargestellt werden.

#### 1.1.4.1 Aufnahmetechniken

- **Kiefergelenkaufnahme nach Clementschitsch**

Zur symmetrischen Darstellung beider Kiefergelenke und der aufsteigenden Unterkieferäste eignet sich die okzipitofrontale Aufnahme nach Clementschitsch, auch bezeichnet als Unterkieferübersicht. Diese Röntgenaufnahme findet vor allem bei Verdacht auf Kollumfrakturen und Kiefergelenksankylosen Anwendung [38].

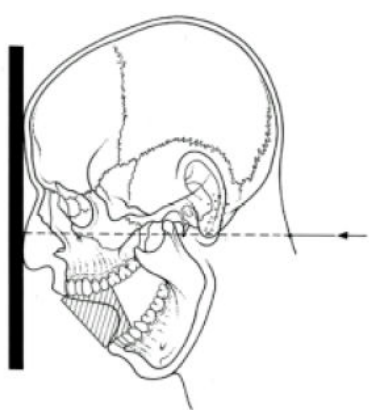


Abbildung 1.3: Kiefergelenkaufnahme nach Clementschitsch: Kopfhaltung und Strahlengang [34].



Die Röntgenaufnahme wird bei maximaler Mundöffnung durchgeführt, wobei der Zentralstrahl vom Nacken zur Nasenwurzel in der Mediansagittalebene, also nachnasal verläuft.

- **Unterkieferaufnahme des aufsteigenden Unterkieferastes**

Diese Technik dient zur Darstellung des Ramus mandibulae oder eines Unterkieferabschnittes, der sich gelenknah befindet. Dazu wird der aufsteigende Unterkieferast parallel zur Kassette gelagert. Der Zentralstrahl richtet sich, wie in Abbildung 1.4 dargestellt, von einem Punkt unterhalb des Kieferwinkels der filmfernen Seite zur Mitte des aufsteigenden Astes der filmnahen Seite [38]

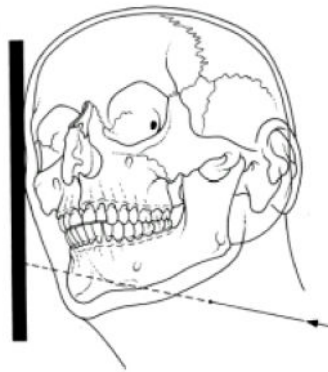


Abbildung 1.4: Unterkieferaufnahme: Kopfhaltung und Strahlengang [34].

- **Kontaktaufnahme des Kiefergelenks nach Parma**

Im Vordergrund dieser Aufnahmetechnik steht die Darstellung des Kiefergelenkköpfchens, des Gelenkhalses und des aufsteigenden Unterkieferastes der filmnahen Seite.

Der Patient sitzt aufrecht seitlich mit geöffnetem Mund zur Filmkassette. Das der Filmkassette nahe liegende Kiefergelenk ist also das aufzunehmende Kiefergelenk. Dabei befindet sich die Medianebene parallel zur Filmebene [38, 48]. Der Zentralstrahl zielt vom Tragus der filmfernen Seite auf das zu untersuchende Gelenk [34]. Die

Aufnahme wird dabei durch den Öffnungswinkel des Unterkiefers bestimmt, der die Lage des Kondylus beeinflusst. Dementsprechend wird er distal, kaudal oder mesial des Tuberculum articulare dargestellt. Die Gelenkspaltbreite ist daher mit der Aufnahmetechnik nach Parma nicht beurteilbar [48]. Das filmferne Gelenk erscheint oft verprojiziert. Die hohe Strahlenbelastung ist ein entscheidender Nachteil, die durch die zwingende Anwendung eines Flachtubus oder eines abgeschnittenen Kurztubus bedingt ist, welcher der fokusnahen Gesichtshälfte direkt anliegt.

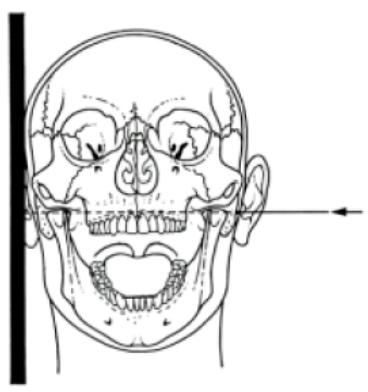


Abbildung 1.5: Kiefergelenkaufnahme nach Parma: Kopfhaltung und Strahlengang [34].

- **Modifizierte Felsenbeinaufnahme nach Schüller**

Die modifizierte Felsenbeinaufnahme nach Schüller dient der Darstellung des Kiefergelenkes der filmnahen Gesichtshälfte bei geschlossenem oder geöffnetem Mund. Schüller war der Vorreiter dieser schräglateralen Projektion [44, 45]. Die Indikationen liegen in der Beurteilung von Form, Oberflächengestalt und Struktur des Kondylus.

Der Kopf des Patienten wird zur Erstellung der Aufnahme in Seitenlage fixiert, wobei das Jochbein direkt der Kassette anliegt. Die Sagittalebene des Kopfes befindet sich in paralleler Position zur Bildebene. Der Zentralstrahl wird zirka drei Zentimeter oberhalb des äußeren Gehörganges der filmfernen Seite zum Kiefergelenk der filmnahen Seite eingestellt [48]. Damit resultiert eine Projektionsrichtung schräg kaudal und dorsal mit einem Winkel von ca. 30 Grad. Idealerweise wird dabei der Kondylus axial getroffen. Bei der modifizierten Felsenbeinaufnahme nach Schüller handelt es sich um eine

transkraniale Projektion des Kiefergelenkes durch die mittlere Schädelgrube [46]. Der Gelenkspalt, vor allem der laterale Anteil, ist nur unzureichend zu beurteilen [48].

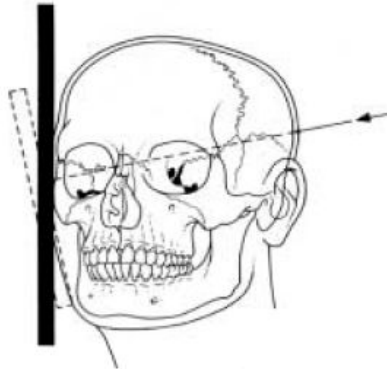


Abbildung 1.6: Felsenbeinaufnahme modifiziert nach Schüller [34].

- **Tomographie (Schichtaufnahmen)**

Die konventionelle Tomographie erstellt von einer bestimmten Ebene des zu untersuchenden Körpers eine scharfe Abbildung, wobei diese von den verwischt dargestellten Strukturen, die vor oder hinter der gewünschten Schicht liegen, überlagert wird. Die scharfe Darstellung einer bestimmten Schichtebene wird durch einen abgestimmten Bewegungsablauf von Röntgenröhre und Röntgenfilm erreicht. Die ersten Kiefergelenk-Schichtaufnahmen wurden 1939 von Petrilli et Gurley angefertigt [35]. Der Vorteil gegenüber Panorama-Schichtaufnahmen liegt nach Ong et Franklin in der besseren Diagnosemöglichkeit degenerativer Veränderungen [33]. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung wird das Verfahren nur noch selten in sehr spezifischen Fällen angewendet.

- **Panoramaschichtaufnahme – Orthopantomogramm (OPG)**

Zur gleichzeitigen Abbildung ausgedehnter Bereiche des Alveolarfortsatzes des Ober- und Unterkiefers im Röntgenbild mitsamt der Kiefergelenke eignet sich das OPG (Orthopantomogramm) besonders [38]. Das OPG stellt somit die Standardröntgenaufnahme in der zahnärztlichen Praxis dar. Bei der Orthopantomographie rotieren Strahlungsquelle und Filmkassette in einer definierten

Bahn um den fixierten Kopf des Patienten. Die Strahlungsquelle führt eine Bewegung mit elliptischem Verlauf um die abzubildenden Strukturen, nämlich den Zahn- und Kieferbogen, durch [38]. Strukturen, die sich vor oder hinter diesen beschriebenen Strukturen befinden, werden verwischt beziehungsweise unscharf auf dem Röntgenbild abgebildet. Die Panoramaschichttechnik wirkt sich allerdings nachteilig auf die Detailgenauigkeit aus, außerdem weisen die so angefertigten Röntgenbilder häufig Überlagerungsschatten auf. Bei der Darstellung der Kiefergelenkregionen kommt es zu Ungenauigkeiten, die von Tronje et Tveito belegt wurden [50, 52].

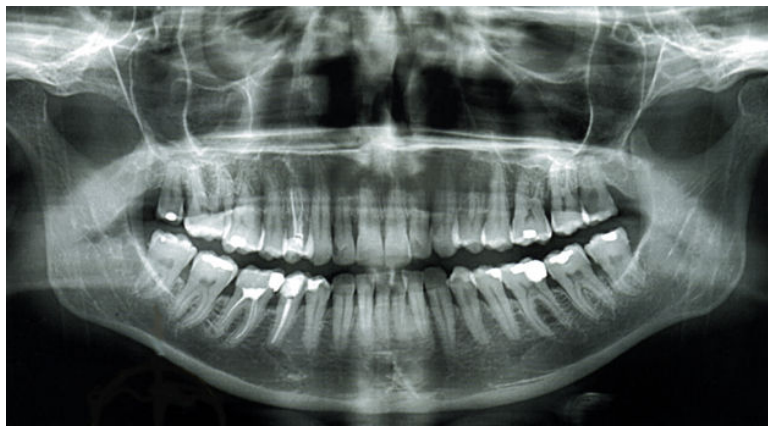


Abbildung 1.7: Panoramaschichtaufnahme (OPG) [20].

### 1.2 Die Computertomographie

Mit der Computertomographie wird der menschliche Körper in Schichtbildern dargestellt. Bei den meisten bildgebenden Verfahren zur Darstellung des Kiefergelenkes wird ein dreidimensionales Gebilde auf eine zweidimensionale Ebene projiziert. Die dabei entstehenden Überlagerungen erschweren oftmals die Diagnosestellung und führen vielfach zu falschen Diagnosen. Die dreidimensionale Darstellung mittels Computertomographie ermöglicht die nahezu überlagerungsfreie Bildgebung von Strukturen mit hoher Ortsauflösung. Zur Beurteilung ossärer Strukturen, wie z.B. des Kondylus oder der Fossa mandibularis, eignet sich die Computertomographie hervorragend [28]. Weichteile können mit Hilfe eines Weichteilfensters dargestellt

werden. Allerdings hat die Computertomographie in der Wiedergabe von Weichteilen ihre Grenzen, da sie nur in Form von angrenzenden knöchernen Arealen beurteilt werden können. Zur Bildgebung der Weichteile bietet die Magnetresonanztomographie allerdings Vorteile [7, 9].

### 1.2.1 Historischer Überblick über die Entwicklung der Computertomographie

1885	W.C. Röntgen entdeckt eine neue Art von Strahlen, die später nach ihm als Röntgenstrahlen benannt werden.
1917	J.H. Radon entwickelt die mathematischen Grundlagen zur Errechnung von Querschnittsbildern aus Transmissionsmessungen [Radon, 1917]
1963	A.M. Cormack beschreibt ein Verfahren zur Berechnung der Absorptionsverteilung im menschlichen Körper [Cormack, 1963]
1972	G.N. Hounsfield und J. Ambrose führen erste klinische Untersuchungen mit Computertomographie durch [Hounsfield, 1973]
1974	ca. 60 klinische CT-Installationen (EMI-Schädelscanner)
1975	erster Ganzkörperptomograph im klinischen Einsatz
1979	Verleihung des Nobelpreises an G.N. Hounsfield und A.M. Cormack
1989	W.A. Kalender und P. Vock führen erste klinische Untersuchungen mit dem Spiral-CT durch [Kalender, 1989; Kalender, 1990].
1998	Einführung von Mehrzeilendetektorsystemen
2000	ca. 30.000 klinische Anwendungen (Ganzkörperscanner)

Tabelle 1.4: Historischer Überblick über die Entwicklung der Computertomographie [26].

### 1.2.2 Das Prinzip der Computertomographie

Das Prinzip der Computertomographie besteht ganz allgemein darin, die räumliche Verteilung einer physikalischen Eigenschaft des zu untersuchenden Objektes aus unterschiedlichen Richtungen zu messen und daraus überlagerungsfreie Bilder zu errechnen [26].

Es werden Röntgenstrahlen durch ein Untersuchungsobjekt geschickt und von mehreren Detektoren gleichzeitig aufgezeichnet. Die Abschwächung der Strahlung wird durch

den Vergleich zwischen ausgesandter und gemessener Strahlungsintensität ermittelt, wobei jedes Gewebe einen unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten hat.

Durch ein mathematisches Verfahren werden die Daten zu einem Volumendatensatz zusammengefügt. Es können nun Schnittbilder und 3D-Ansichten in beliebigen Ebenen rekonstruiert werden. Um ein Organ zu untersuchen, wird meistens eine Serie von Schnittbildern in der Praxis erstellt.

In der Computertomographie wird der Schwächungskoeffizient (in der Physik oft als Dichte oder Röntgendichte bezeichnet) in Grauwerten dargestellt und auf der Hounsfield-Skala [HE oder HU] angegeben. Absorptionswerte reichen dabei von -1000 HU (Hounsfield-Einheiten) bis über 1000 HU. Die Hounsfield-Skala ist allerdings nach oben offen. In der praktischen Anwendung ist sie meist auf 12 Bit (-1024 bis 3071) begrenzt. Luft wird dabei einen Absorptionswert von -1000 zugeschrieben, Wasser von 0 und Metall, wie z.B. bei Implantaten von über 1000 HU. Spongiöses Knochengewebe, wie es z.B. bei Knochenbälkchen in Wirbelkörpern der Fall ist, liegt typischerweise bei etwa 400 bis 800 Hounsfield-Einheiten, z.B. im Schaft langer Röhrenknochen liegt kompaktes Knochengewebe vor, dieser Schwächungskoeffizient liegt bei weit über 1000 HU [26, 34, 46].



Abbildung 1.8: Somatom Spirit Computertomograph [21].

### 1.2.3 Spiral-Computer-Tomographie

Eine moderne Weiterentwicklung der Computertomographie stellt die Spiral-Computer-Tomographie dar. Bei diesem Verfahren dreht sich die Röntgenröhre spiralförmig und kontinuierlich um den Patienten. Es werden keine einzelnen Schichten erstellt, wie es bei der konventionellen Computertomographie der Fall ist. Aufgebaut wird ein dreidimensionales Bild, indem größere Körperabschnitte fortlaufend dargestellt werden, Dadurch erhält man ein genaueres Bild der Gewebe.

Bei den heutigen modernen Geräten wird der Patient mit konstanter Geschwindigkeit durch die Strahlenebene bewegt. Dabei rotiert die Strahlenquellendetektoreinheit im Spiralverfahren kontinuierlich entlang der Längsachse des Patienten. Durch dieses sehr schnelle Verfahren lassen sich Bewegungsartefakte, wie sie z.B. durch die Atmung des Patienten entstehen, deutlich reduzieren. Die Schnelligkeit wird aufgrund des Mehrschicht- oder Multislice- Verfahrens erreicht, denn je nach Gerätetyp können auch mehrere Axialebenen (4 bis maximal 64) gleichzeitig eingelesen werden. Wie bei der konventionellen Computertomographie werden aus dem Datensatz durch den mit dem Gerät verbundenen Rekonstruktionsrechner 2D-Schnittbilder errechnet.

Ein weiterer Vorteil moderner Mehrschicht-Spiral-CTs ist neben der hohen Geschwindigkeit die Gewinnung von Datensätzen mit isotropen Voxeln. Durch dieses Verfahren sind Rekonstruktionen von beliebigen Bildebenen möglich. Es können axiale, sagittale, koronale oder auch schräge und gekrümmte Ebenen, sowie qualitativ hochwertige Rekonstruktionen im dreidimensionalen Raum dargestellt werden. Bei den Spiral-CTs werden Hochleistungs-Drehanoden verwendet [26, 34, 46].



### 1.3 Begriffsdefinitionen

#### 1.3.1 Reliabilität

Die Reliabilität (Zuverlässigkeit) beschreibt die formale Genauigkeit wissenschaftlicher Untersuchungen. Es wird eine Vorhersage über ein Testverfahren getroffen, Grundlage des Testverfahrens ist dabei die Konsistenz und Wiederholbarkeit. Das Testverfahren liefert reliable (zuverlässige) wissenschaftliche Ergebnisse, die frei von Zufallsfehlern sind. Eine Wiederholung eines Experimentes würde die gleichen Messergebnisse erzielen. Die Reliabilität ist also ein Messwert für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse unter gleichen Rahmenbedingungen.

Es werden zwei verschiedene Methoden zur Überprüfung der Reliabilität unterschieden:

1. Test-Retest-Verfahren: Mit diesem Verfahren wird ermittelt, ob eine Messwiederholung bei Konstanz der zu messenden Eigenschaft die gleichen Ergebnisse liefert.
2. Paralleltestung (Paralleltest-Verfahren): Es wird geprüft, ob ein vergleichbares zweites (paralleles) Messinstrument identische Ergebnisse liefert. Bei dem Paralleltest-Verfahren sollten beide Testinstrumente zu gleichen Ergebnissen führen. Es können auch Parallelformen eines Tests anstelle von gleichwertigen Testverfahren verwendet werden. Z.B. kann man die Fähigkeit zur einfachen Addition messen, indem man die Aufgaben  $7 + 3 = x$  und  $2 + 8 = x$  stellt. Beide Aufgaben sind ebenfalls dazu geeignet, die Fähigkeit der Addition zu messen.

#### 1.3.2 Validität

Bei empirischen Untersuchungen werden wichtige Gütekriterien unterschieden, die Reliabilität, die Objektivität (Beobachterübereinstimmung) und die Validität. Alle drei Gütekriterien bauen aufeinander auf, denn ohne Objektivität gibt es keine Reliabilität und ohne Reliabilität keine Validität.

Das argumentative Gewicht einer Feststellung bzw. Aussage, Untersuchung, Theorie oder Prämisse wird durch die Validität deklariert. Bei empirischen Untersuchungen wird die Validität als Inbegriff des Vorhandenseins exakter methodisch-logischer Qualitätskriterien bezeichnet. Je höher die Validität einer wissenschaftlichen Untersuchung, desto höher die Gültigkeit.

### 1.4 Statistische Definitionen

- Varianz:

Die Varianz (auch Dispersion oder Streuung genannt) wird als Quadrat der Standardabweichung definiert. Sie ist die mittlere quadratische Abweichung der x-Werte vom Mittelwert. Die Varianz wird als Maß für die Genauigkeit betrachtet.

Es werden vier Signifikanzniveaus unterschieden:

nicht signifikant =  $p > 0,05$

signifikant =  $p < 0,05$

hoch signifikant =  $p < 0,01$

höchst signifikant =  $p < 0,001$

- Standardabweichung:

Die Standardabweichung ist definiert als Wurzel aus deren Varianz. Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Werte einer Zufallsvariable um ihren Mittelwert.

- Arithmetisches Mittel (Mittelwert):

Das Arithmetische Mittel ist definiert als die Summe aller beobachteten Werte geteilt durch die Gesamtzahl der Beobachtungen.

- Median:

Der Median ist derjenige Wert der sortierten Stichprobe, der genau in der Mitte liegt. Er teilt die Stichprobe also in zwei gleich große Hälften (bei geradem Stichprobenumfang liegen genau zwei Werte in der Mitte; der Median ist dann als arithmetischer Mittelwert dieser beiden Werte definiert). Die eine Hälfte weist Werte auf, die kleiner als der Median sind, während die Werte der anderen Hälfte größer als der Median sind.

Der Median ist also der Merkmalswert, der bei ungeraden  $n$  in der nach der Größe geordneten Reihe an  $(n+1/n)$ -ter, bei geraden  $n$  an  $(n/2)$ -ter und  $(n/2+1)$ -ter Stelle steht.

- Quantil:

Quantile sind Punkte einer nach Rang oder Größe der Einzelwerte sortierten statistischen Verteilung. Wird die gesamte Verteilung in  $n$  gleichgroße Teile unterteilt, so gibt es  $n - 1$  Quantile. Je nach dem wie groß  $n$  gewählt wird, spricht man z. B. von Quartilen ( $n = 4$ ), Quintilen ( $n = 5$ ), Dezilen ( $n = 10$ ) und Perzentilen ( $n = 100$ ). Dabei ist der Wert eines bestimmten Quantils (z. B. des zweiten Quintils) nicht größer als jeder Wert unterhalb dieses Quantils.

### 1.5 Ziel der Arbeit

Das Ziel der Arbeit ist es, die Reproduzierbarkeit (Reliabilität) der Durchführung der volumetrischen Messungen des Kiefergelenkspaltes zu überprüfen. Es soll ein Verfahren entwickelt werden, um bei der Volumendetermination eine möglichst geringe Abweichung der ermittelten Volumenmesswerte bei Wiederholung zu erhalten. Dies ist die Voraussetzung für die Ermittlung eines exakten Gelenkspaltvolumens. Die Methode soll die Bestimmung eines dreidimensionalen Kiefergelenkspaltes mittels computertomographischer Aufnahmen ermöglichen. Es ist allerdings nicht Gegenstand dieser Arbeit das absolute Volumen für den Kiefergelenkspalt zu ermitteln, sondern entscheidend ist die Konstanz des Verfahrens der Volumendetermination.

Ein wesentlicher Schwerpunkt in der Betrachtung des Kiefergelenkspaltes liegt in seiner Dreidimensionalität, denn nur durch Betrachtung der dritten Dimension wird man dem Volumen des Kiefergelenkes gerecht. Es existieren nur wenige dreidimensionale Studien zur Untersuchung des Gelenkspaltes [4, 12, 13]. Zur dreidimensionalen Volumenbestimmung liegen bisher keine Daten vor.

### **1.6 Bedeutung für die Kieferorthopädie**

Die Computertomographie und die Magnetresonanztomographie bieten hervorragende Möglichkeiten zur Lagebestimmung des Kondylus in seiner Fossa [1, 29, 53]. Bei der Computertomographie ist der Gelenkspalt durch die knöchernen Begrenzungen indirekt nachweisbar, allerdings wird die dreidimensionale Positionsbestimmung des Kondylus immer noch kontrovers diskutiert.

Bisher bezogen sich die Arbeiten nur auf eine zweidimensionale Lagebestimmung, bei der nur Winkel- und Streckenmessungen zur Anwendung kamen. Es gibt nur wenige Untersuchungen, die die Möglichkeit der dritten Dimension zur Lagebestimmung des Kondylus zur Fossa mandibularis nutzten [4, 12, 23, 24, 25, 40]. Voraussetzung für die dreidimensionale Lagebestimmung ist die Volumenmessung des Kiefergelenkspaltes, denn nur durch das Volumen wird man der dritten Dimension gerecht.

Ziel der Kieferorthopädie ist es ein funktionelles und ästhetisches Optimum zu erreichen. Eine Teildisziplin der Kieferorthopädie ist die Verhinderung von craniomandibulären Dysfunktionen. Dabei ist die physiologische Kieferrelation und die physiologische Kondylus Fossa Relation von besonderer Wichtigkeit. Die Bedeutung für die Kieferorthopädie beinhaltet somit die Nutzung des Volumens des Kiefergelenkspaltes für die Diagnostik, Therapie, Nachsorge und Dokumentation [27]. Der Schwerpunkt liegt dabei in der Berücksichtigung der dreidimensionalen Gelenkposition.

Die Volumetrie des Kondylus alleine erscheint aufgrund seiner ausgesprochenen Formvariabilität und fehlenden Relation zur Fossa als wenig aussichtsreich. Formveränderungen der knöchernen Oberflächen oder der Weichgewebe müssen zwangsläufig eine Veränderung des Kiefergelenkspaltvolumens bedingen. Der Gelenkspalt beinhaltet alle Weichgewebestrukturen, wie z.B. den Discus articularis, Bindegewebe, Gefäße, Nerven usw., wie in Kapitel 1.1.1 beschrieben.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Die digitalen Patientendatensätze

Die Datensätze entstammen dem elektronischen Bildarchiv des Institutes für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster. Es wurde eine Auswahl der Datensätze im lokalen RADOS (lokales Radiologie-Informationssystem) mit Hilfe der Suchbegriffe „CT-Head“ und „CT-Angio“ und „CT-NNH“ vorgenommen.

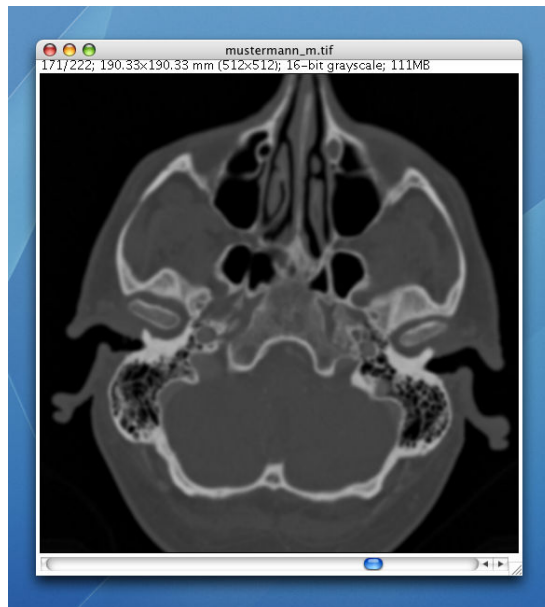


Abbildung 2.1: CT-Patientendatensatz.

Für die Auswahl der digitalen Patientendaten mussten mehrere Voraussetzungen erfüllt werden. Zum einen sollte die Schichtdicke der CT-Aufnahmen eine Dicke von 2mm nicht überschreiten und zum anderen sollte der knöcherne Schädel komplett abgebildet sein. Zudem wurden gravierende Pathologien im Sinne syndromaler oder dysmorpher Schädelveränderungen und Polytraumata mit Beteiligung des Gesichtsschädels von der Auswahl der Daten ausgeschlossen. Die Speicherung der Patientendatensätze erfolgte

im DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Format auf CD (Computer Disk). Die Hardwarekonfiguration des Arbeitsrechners setzte sich aus einem G3 Power-PC Prozessor mit 333 MHz, 256 MB Ram und einer sechs Gigabyte Festplatte zusammen. Als Betriebssystem wurde OS 8.6 verwendet. Die statistische Datenanalyse erfolgte mit der Excel® Software für Windows® von Microsoft® (Redmond/USA). Die Auswertung der computertomographischen Datensätze wurde mit der Bildbearbeitungssoftware ImageJ [19] durchgeführt, die eine dreidimensionale Verarbeitung der CT-Daten und damit räumliche Vermessungen zulässt.

### **2.1.2 Das medizinische Bilddatenformat DICOM**

Die Einführung der Computertomographie in den 70er Jahren und die damit verbundene Nutzung von Computern in der Medizin erforderte ein Standardformat, um einen Austausch von medizinischen Bilddaten zu ermöglichen.

Anfang der 80er Jahre gründete das American College of Radiology (ACR) und die National Electric Manufactures Association (NEMA) einen Ausschuss, um dieses Standardformat zum herstellerunabhängigen Datenaustausch medizinischer Bilddaten zu ermöglichen. 1985 wurde der ACRE-NEMA Standard 1.0 entwickelt, auf dem noch zwei weitere Versionen folgten. Aufgrund einiger Schwächen dieses Standards, wurde später der DICOM Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) entwickelt, der die Beschreibung, Speicherung und Übertragung von Bilddaten sowie deren Verknüpfung mit untersuchungsspezifischen Informationen definiert. Somit wurde seit dem Aufkommen der Idee einer digitalen Archivierung von Bildern (PACS) die Möglichkeit, digitale Bilder zwischen Geräten verschiedener Hersteller auszutauschen, genutzt.

Der DICOM Standard ist nicht nur eine Definition zum Austausch von Pixeldaten, er dient auch zur Verpackung von Informationen, wie z.B. den Namen und Geburtsnamen des Patienten, Datum und Uhrzeit der Röntgenaufnahme, Studienbeschreibung, Geräteparameter, Strahlendosis, Kontrastmittelgabe usw.

1993 wurde der DICOM Standard offiziell verabschiedet und seitdem kontinuierlich weiterentwickelt. Seit 1995 ist DICOM auch in Europa als formaler Standard akzeptiert [17].

### 2.1.3 Die Bildbearbeitungssoftware ImageJ

Die Bildbearbeitungssoftware ImageJ (Image Processing and Analysis in Java) wurde am National Institute of Health (NIMH) entwickelt. Das frei verfügbare Programm ist plattformunabhängig und wurde in der Programmiersprache Java entwickelt. Es darf daher frei kopiert und von jedermann verändert oder durch Plugins erweitert werden, d.h. ImageJ ist „Open Source“ und daher über das Internet inklusive Quellcode frei erhältlich. Voraussetzung hierfür ist allerdings eine bestehende Java Umgebung. Hierbei besteht die Möglichkeit, ImageJ auf allen gängigen Betriebssystemen (z.B. Microsoft Windows®, Sun OS®, Mac OS® und Linux) auszuführen. Es stellt derzeit das schnellste Java-Bildverarbeitungsprogramm dar. Bei der Benutzung fallen keine Lizenzgebühren an. Durch das „Open Source“ Konzept können Programmierer auf der ganzen Welt an der Entwicklung von ImageJ mitwirken und ihre Programmiererweiterungen mittels Plugins zur Verfügung stellen. ImageJ unterstützt derzeit folgende Bildformate: TIFF, JPEG, GIF, PNG, BMP, FITS und DICOM.

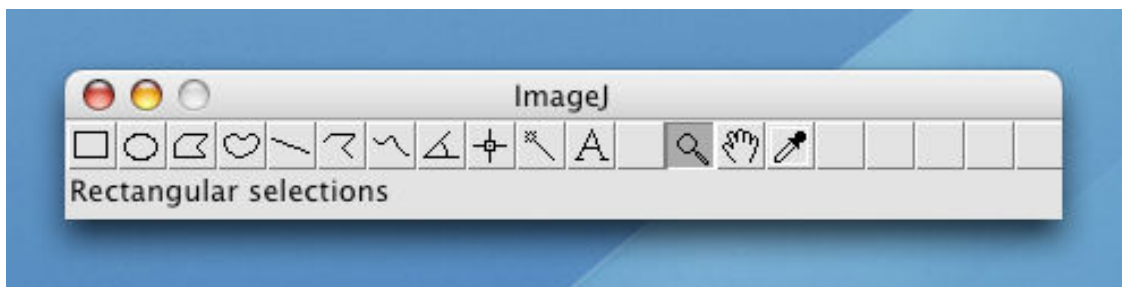


Abbildung 2.2: Hauptfenster von ImageJ.

Es sind die Programmfunktionen „File“, „Edit“, „Image“, „Process“, „Analyze“ und „Plugins“ verfügbar. Die Programmfunktion „File“ ermöglicht das Laden, Speichern und Anlegen von Bilddateien. Unter Punkt „Edit“ können Bilder editiert und gezeichnet werden. Die Funktion „Image“ lässt das Modifizieren, das Konvertieren und die Durchführung geometrischer Operationen zu. Punkteoperationen, Filter, Bildarithmetik sind der Programmfunktion „Process“, Statistische Operationen, das Erstellen von

Histogrammen und Plotting sind der Programmfunktion „Analyze“ zugeordnet. Schließlich ermöglicht die Programmfunktion „Plugins“ die Verwaltung der Plugins.



### 2.2 Methode

#### 2.2.1 Bezugspunkte zur Bestimmung des Gelenkspaltvolumens

Um das Volumen des Gelenkspaltes abzugrenzen, ist die Nutzung von so genannten Landmarks notwendig. Es sind mindestens drei Bezugspunkte erforderlich, um eine Ebene aufzuspannen. Es wurden die Landmarks MAE (Meatus acusticus externus), TAA (Tuberculum articulare anterior), SOS (Spina ossis sphenoidalis) und OTL (Os temporale laterale) verwendet. Dabei stellt die Ebene, die durch diese Punkte aufgespannt wird, die Grundebene dar, von der aus der Kiefergelenkspalt nach kranial gemessen wird. Die kraniale Begrenzungen sind die knöchernen Strukturen der Fossa mandibularis.

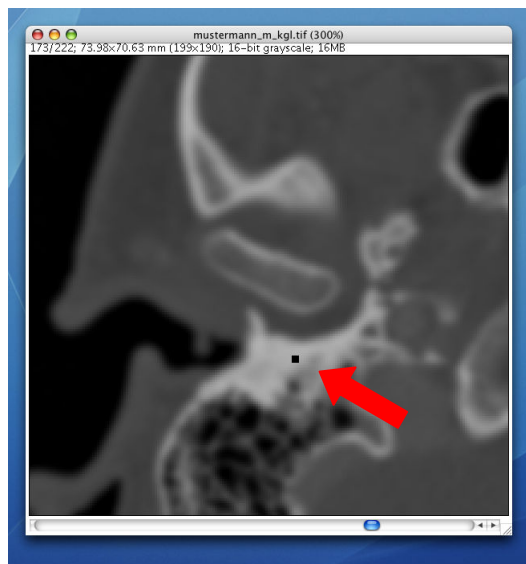


Abbildung 2.3: Landmark MAE (Meatus Akustikus Externus Punkt).



Abbildung 2.4: SOS (Spina ossis sphenoidalis).



Abbildung 2.5: Landmark TAA (Tuberculum articulare anterior).

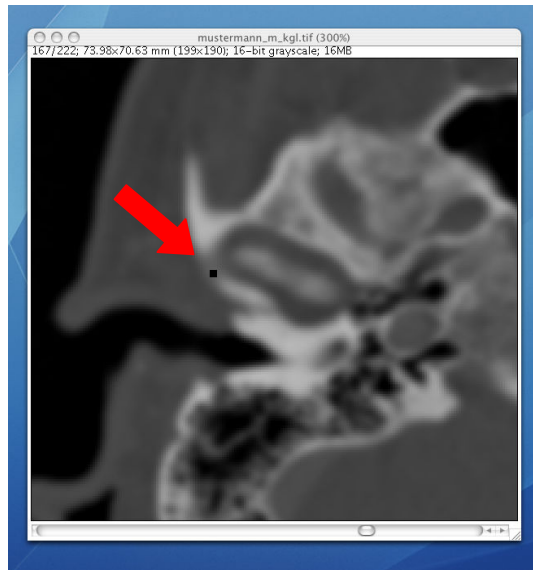


Abbildung 2.6: Landmark OTL (Os temporale laterale).

### 2.2.2 Reformatierung der Kiefergelenke

Die Volumendetermination beginnt zunächst mit der Datensortierung, dem Einlesen und der Speicherung der Daten von CD (Computer Disc). Die kaudale Begrenzung des Kiefergelenkes wird durch die Grundebene bestimmt. Um das Volumen des Kiefergelenkspaltes bestimmen zu können, wird der gesamte Patientendatensatz nach dieser Grundebene ausgereichtet, reformatiert. Es folgt nun eine detaillierte Beschreibung der Reformatierung mit ImageJ:

1. Nach dem Start von ImageJ wird eine Patienten-Datei mit der Endung .zip geöffnet, z.B. *mustermann\_m.zip*, öffnen (*File* → *Open*).

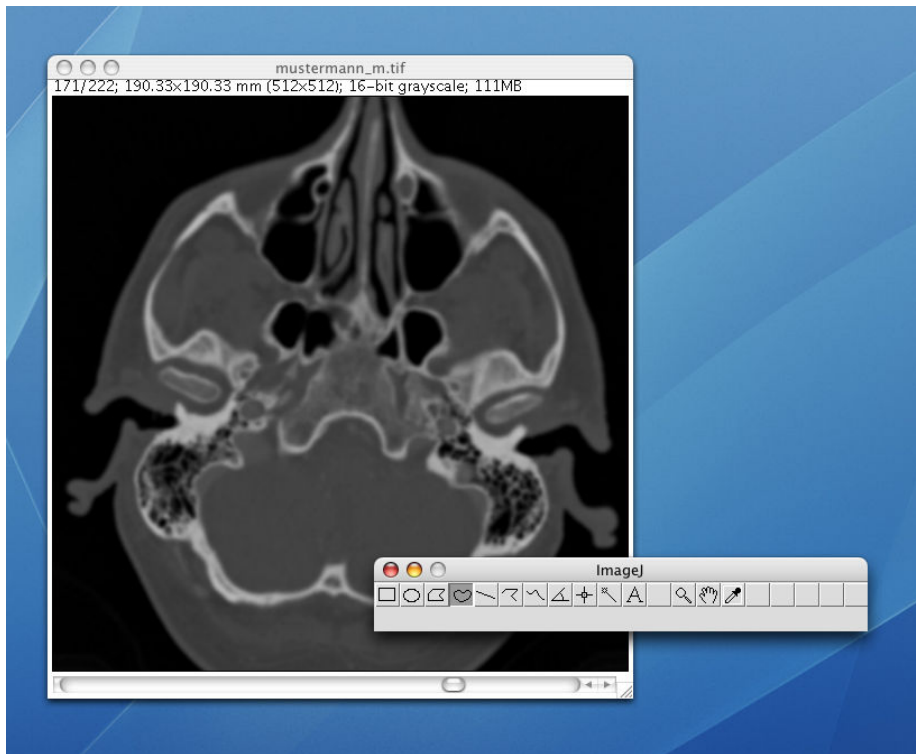


Abbildung 2.7: Geöffneter CT-Patientendatensatz mit ImageJ Toolbar.

2. Oben links im Stack-Fenster steht die Slice-Nr und die Anzahl der Slices, z. B. 1/125. Die erste Schicht sollte oben im Schädel liegen, so dass von oben nach unten gescrollt wird. Wenn das 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.

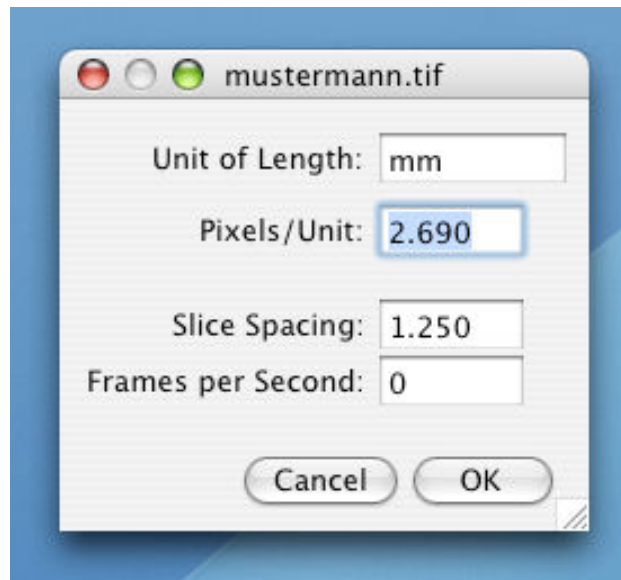


Abbildung 2.8: Einstellungen des Stacks.

4. *Properties* mit *OK* verlassen.
5. Mit dem Fenster-Schieber durch die Schichten scrollen und den Gelenk-Bereich aufsuchen. Alternativ zum Schieber funktionieren auch die Tasten „*Punkt*“ und „*Komma*“. Mit dem linken Gelenk beginnen. Alle kommenden Ausführungen beziehen sich auf das linke Gelenk. Beim rechten Gelenk muss entsprechend umgedacht werden!
6. Mit dem *Rectangular Selection* Tool das linke Gelenk sehr großzügig markieren, so dass Teile des Ohres miterfasst sind. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird bestimmt, indem man den weißen Punkt auf der gelben Markierung mit der Maus fasst, und durch Bewegungen mit der Maus die Größe verändert. Durch Drücken der Shift-Taste verändert sich die gelbe Markierung von einem

Rechteck zu einem Quadrat. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird auf dem ImageJ Toolbar angezeigt. Nun das Zentrum des Quadrates in den Mittelpunkt des Kondylus legen

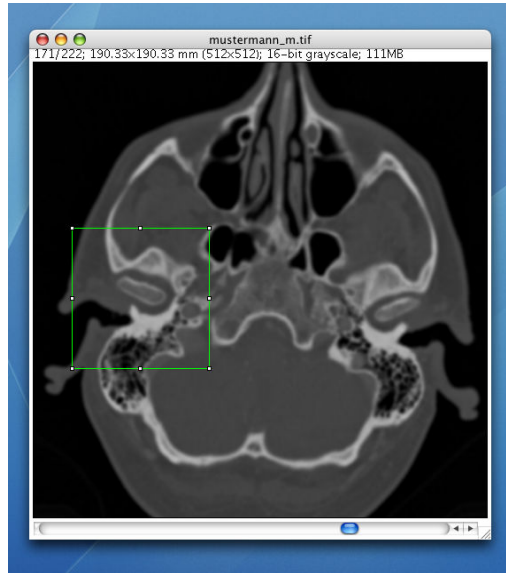


Abbildung 2.9: Markiertes Kiefergelenk mit dem Rectangular Selection Tool.

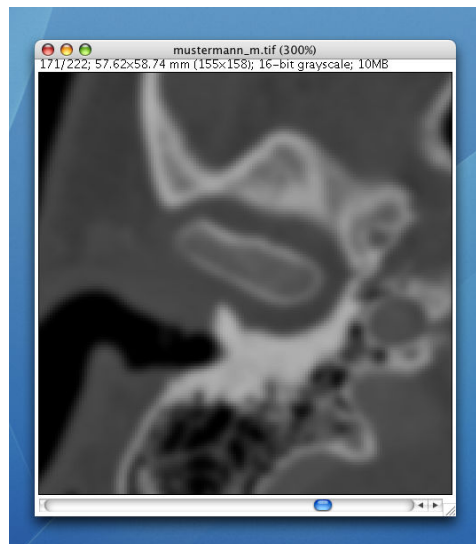


Abbildung 2.10: Linkes Kiefergelenk von kranial gesehen.

7. Das Bild wird auf die ausgewählte Größe zurechtgeschnitten (*Image → Crop*).
8. Die Änderungen abspeichern (*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 aufsuchen und mit dem *Crosshair* Tool mit Punkten markieren. Hierbei streng nach dem vorgegebenen Protokoll mit den Landmark-Definitionen und immer in der Reihenfolge MAE, SOS, TAA, OTL vorgehen. 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*).
11. 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*.
12. In das *Results* Fenster klicken und die Daten als txt-file mit dem Namen *mustermann\_m\_kglp.txt* abspeichern (*File → Save as → TXT*).
13. Das *Results* Fenster schließen.
14. Das *Angle* Tool anklicken und den unteren schwarzen Punkt auf MAE und den ersten oberen Punkt auf TAA setzen. Den zweiten oberen Punkt so ausrichten, dass eine vertikale Linie entsteht. Man kann mit den Tasten Punkt und Komma durch die Slices scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.

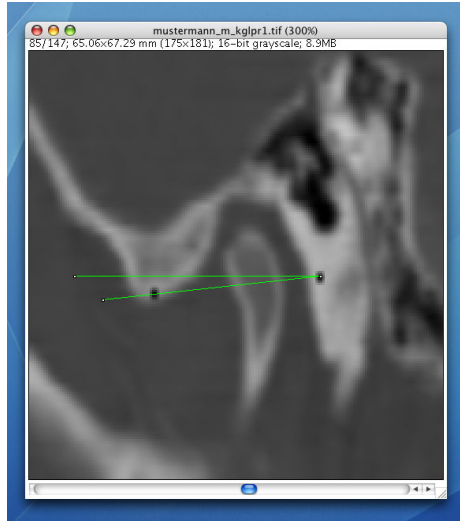


Abbildung 2.11: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation.

15. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (*Analyze* → *Measure*). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
16. Jetzt wird die erste Rotation durchgeführt (*Image* → *Rotate* → *Arbitrarily*, *Process Stack* → *Yes*). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach rechts oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+], *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit *OK* bestätigen. Der Stack wird um die z-Achse gedreht.
17. MAE und TAA müssen jetzt auf einer vertikalen Linie stehen. Falls jetzt etwas schief gelaufen ist, das aktuelle (gedrehte) Fenster schließen (Klick auf roten Punkt, *Don't save*) und nochmals zu dem File *mustermann\_m\_kglp.zip* zurückkehren. Notfalls das File erneut laden (*File* → *Open*). Wieder mit Punkt 14 beginnen.
18. Den gedrehten Stack jetzt umrechnen, so dass eine laterale Ansicht entsteht (*Image* → *Stacks* → *Reslice*). Hierbei muss *Input Slice Spacing* identisch mit der Angabe in den Properties sein. Bei *Output* tragen wir jetzt 0.5 ein (CAVE: Punkt



- statt Komma). *Start at Left* einstellen (Beim rechtem Gelenk umdenken, also *Start at Right*). Mit *OK* bestätigen. Der Stack wird reformatiert. Man erhält eine Ansicht von links. MAE und TAA liegen in der selben Schichtebene. Durch den neuen Stack scrollen und orientieren.
19. Auf die Lupe und dann ins Bild klicken um die Ansicht zu vergrößern.
  20. Jetzt wie unter Punkt 6 mit dem *Rectangular Selection Tool* den interessierenden Bereich auswählen.
  21. Den Stack zurechtschneiden (*Image → Crop*).
  22. Die Änderungen wieder speichern (*File → Save as → ZIP*). Es wird jetzt die Endung „r1“ für „Reslice 1“ angehängt. Aus *mustermann\_m\_kglp.zip* wird jetzt *mustermann\_m\_kglpr1.zip*.
  23. Mit der Lupe vergrößern und Punkt MAE aufsuchen.
  24. *Das Angle Tool* anklicken und den hinteren schwarzen Punkt auf MAE und den ersten vorderen Punkt auf TAA setzen. Den zweiten vorderen Punkt so ausrichten, dass eine horizontale Linie entsteht. Man kann mit den Tasten Punkt und Komma durch die Slices scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.
  25. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (*Analyze → Measure*). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
  26. Jetzt wird die zweite Rotation durchgeführt (*Image → Rotate → Arbitrarily, Process Stack → Yes*). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach links oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+], *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit *OK* bestätigen. Der Stack wird um die x-Achse gedreht.
  27. MAE und TAA müssen jetzt auf einer horizontalen Linie stehen. Falls jetzt etwas schief gelaufen ist, bitte das aktuelle (gedrehte) Fenster schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save) und nochmals zu dem File *mustermann\_m\_kglp.zip* zurückkehren. Notfalls das File erneut laden (*File → Open*). Wieder mit Punkt 23 beginnen.

28. Jetzt wieder den Stack umrechnen, so dass eine anteriore Ansicht entsteht (*Image* → *Stacks* → *Reslice*) anklicken. *Input und Output Slice Spacing* muss jetzt auf 0.5 stehen. *Start at Left* einstellen (beim rechten Gelenk *Start at Left* + *Rotate 90 Degrees*). Mit *OK* bestätigen.
29. Der Stack wird reformatiert. Man erhält eine Ansicht von vorne. Achtung, durch den neuen Stack scrollen und orientieren! Der Stack liegt jetzt horizontal. Das Ohr ist jetzt oben. Wir können den Stack jetzt zur besseren Orientierung drehen (*Image* → *Rotate* → *Rotate 90 degrees right*). Beim rechten Gelenk nicht mehr drehen!



Abbildung 2.12: Linkes Kiefergelenk von vorne.

- TAA und MEA liegen jetzt zwar in verschiedenen Schichtebenen, aber auf den selben x- und y-Koordinaten.
30. Nun zur Sicherheit wieder speichern (*File* → *Save as* → *ZIP*). Es wird jetzt die Endung „r2“ für „Reslice 2“ angehängt. Aus *mustermann\_m\_kglpr1.zip* wird jetzt *mustermann\_m\_kglpr1r2.zip*. Um etwas mehr Speicher zu erhalten, können alle anderen noch offenen Stacks (bis auf *mustermann\_m\_kglpr1r2* und die ImageJ Toolbar) geschlossen werden.
  31. Stack wieder mit der Lupe vergrößern.

32. SOS (medial) und TAA (lateral) aufsuchen.
33. Erneut das *Angle Tool* benutzen, wie unter Punkt 24. Zwei Punkte liegen jetzt auf TAA und SOS, der andere Schenkel bildet wieder eine Horizontale. CAVE: TAA nicht mit OTL verwechseln. Man kann mit den Tasten *Punkt* und *Komma* durch die Slices *hin* und *her* scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.
34. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (*Analyze* → *Measure*). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
35. Jetzt wird die dritte Rotation durchgeführt (*Image* → *Rotate* → *Arbitrarily, Process Stack* → *Yes*). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach links oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+], *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit *OK* bestätigen. Der Stack wird um die y-Achse gedreht.
36. TAA, SOS, und MAE müssen jetzt auf einer horizontalen Linie sein.
37. Wir können den Stack erneut mit dem *Rectangular Selection Tool* beschneiden. Dazu das Rechteck wieder auf den Mittelpunkt des Kondylus ausrichten (*Image* → *Crop*).
38. Jetzt wieder den Stack umrechnen, so dass wieder eine Aufsicht wie zu Beginn entsteht (*Image* → *Stacks* → *Reslice*). *Slice Spacing* muss wieder 0.5 sein. Jetzt *Start at TOP* einstellen. Mit *OK* bestätigen. Der Stack wird reformatiert. Die Ansicht ist jetzt wie zu Anfang, nur kann das Ohr jetzt rechts sein (durch Scrollen orientieren). Beim rechten Gelenk gilt dies auch.
39. Um dieses zu korrigieren kann der Stack rotiert werden (*Image* → *Rotate* → *Flip Horizontally*).
40. Das linke Kiefergelenk ist jetzt korrekt ausgerichtet, das heißt MAE (Meatus acusticus externus), TAA (Tuberculum articulare anterior) und SOS (Spina ossis sphenoidalis) liegen jetzt alle in einer Schichtebene.

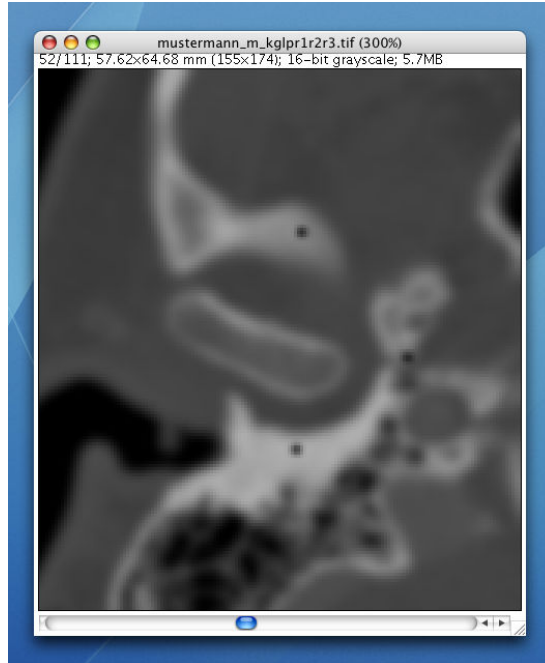


Abbildung 2.13: Alle drei Landmarks liegen in der gleichen Schichtebene.

41. Zum Schluss muss der ausgerichtete Stack noch gespeichert werden (*File* → *Save as* → *ZIP*). Es wird noch die Endung „r3“ für „Reslice3“ angehängt. Aus *mustermann\_m\_kglpr1r2.zip* wird also *mustermann\_m\_kglpr1r2r3.zip*.

Es müssten in dem Ordner *mustermann\_m* folgende 8 Files sein:

<i>mustermann_mkgl.zip</i>	linkes Gelenk zugeschnitten
<i>mustermann_mkglp.txt</i>	Koordinaten der gesetzten Punkte
<i>mustermann_mkglp.zip</i>	linkes Gelenk mit Punkten
<i>mustermann_mkglpr1.zip</i>	linkes Gelenk nach 1. Rotation
<i>mustermann_mkglpr1r2.zip</i>	linkes Gelenk nach 2. Rotation
<i>mustermann_mkglpr1r2r3.zip</i>	linkes Gelenk nach 3. Rotation
<i>mustermann_m.zip</i>	Originaldatensatz
Info for <i>filename.txt</i>	Info-Text eines original DICOM- Bildes des Patienten; <i>filename</i> kann irgendetwas kryptisches sein.

40. Bei der Reformatierung des rechten Kniegelenks analog verfahren. [18]

### 2.2.3 Segmentierung des Kiefergelenkspaltes

Die Segmentierung des Kiefergelenkspaltes dient zur Ermittlung eines Graustufenschwellenwertes mit dem sich die knöchernen Strukturen eindeutig von den Weichgewebsstrukturen abgrenzen lassen. Es folgt wiederum eine detaillierte Beschreibung der Segmentierung mit dem Programm ImageJ:

1. Eine Patientendatei öffnen, z.B. *mustermann\_mkg1pr1r2r3.zip*. (*File* → *open*)
2. Wurden die Einstellungen des Stacks bei der Reformatierung noch nicht überprüft, so muss das jetzt nachgeholt werden (*Image* → *Properties*). *Unit of Length* muss immer in Millimetern angegeben sein. *Pixel/Unit* und *Slice Spacing* können aus dem Info-file entnommen werden.
3. Der Datensatz wird auf die Einstellung auf 16 Bit überprüft und ausgewählt (*Image* → *Type*).
4. Stack mit der Lupe vergrößern und zunächst im Stack orientieren.
5. Unterste Ebene festlegen. Diejenige Schicht suchen, in der MAE, SOS und TAA sichtbar sind. Es wird die darunter liegende Schicht aufgesucht, in der gerade kein Punkt mehr sichtbar ist. Diese und alle tieferen Schichten werden gelöscht. Hierzu (*Plugins* → *Slice Remover*) aufrufen und die erste und letzte zu löschende Schicht eingeben. Dabei muss *Increment* auf 1 stehen
6. Stack erneut zurechtschneiden. Mit dem *Rectangular Selection Tool* den Gelenkspalt so eng wie möglich fassen. Die Punkte sollen dabei noch innerhalb des Rechtecks liegen. Die ausreichende Größe am gesamten Stack überprüfen, dann (*Image* → *Crop*).
7. Die mittlere Schicht aufsuchen in der Kondylus und Fossa gut abgegrenzt sind.
8. Mit dem *Oval* oder *Freehand Selection Tool* den Kondylus grob markieren.
9. (*Plugins* → *Segmenting Assistant*) aufrufen. Mit *Horizontal* und *Vertical Centroid* den Kondylus lokalisieren. Den Schieber von *Max Level* ganz nach rechts schieben. Mit *Min Level* den Knochen determinieren. Überprüfen, ob *Min Level* für jede Schicht gültig, d.h. segmentierbar ist. Den Wert notieren.

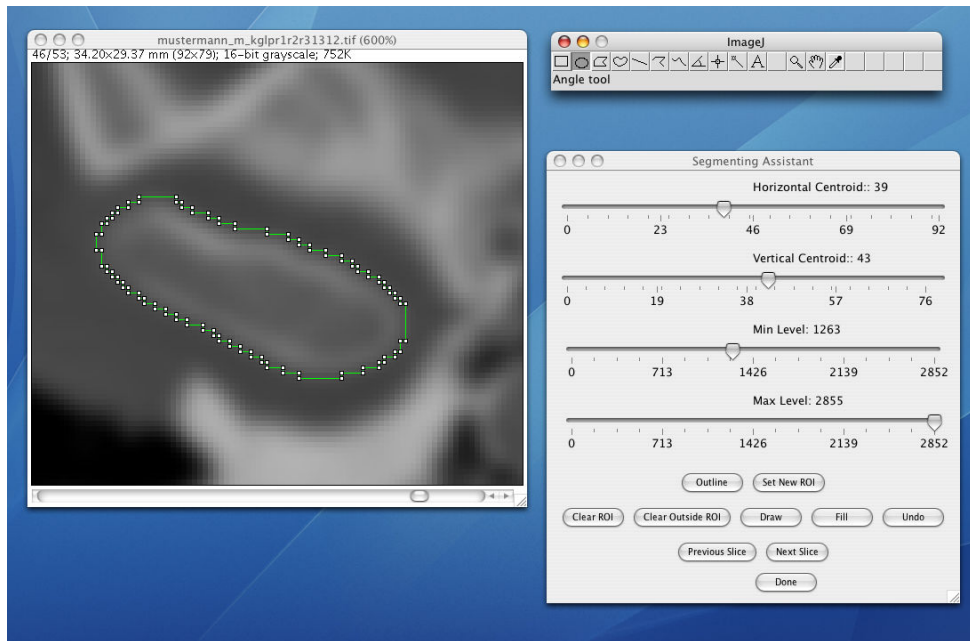


Abbildung 2.14: Markiertes Kiefergelenkköpfchen mit dem Segmenting Assistant Fenster und ImageJ Toolbar.

10. (*File* → *Save as* → *ZIP*) Jetzt wird die Endung "Min Level" (z.B. 1312) angehängt. Aus *mustermann\_mkgpr1r2r3.zip* wird also *mustermann\_mkgpr1r2r31312.zip*.
11. (*Plugins* → *Macros* → *Apply Threshold*) Es wird nun das Kiefergelenk anhand des festgelegten Grauwertes „Min Level“ schwarz-weiß dargestellt. Dabei stellen weiße Areale den Knochen dar und schwarze Areale das Weichgewebe. Dabei ist es hilfreich, sich den Stack wieder zu vergrößern.

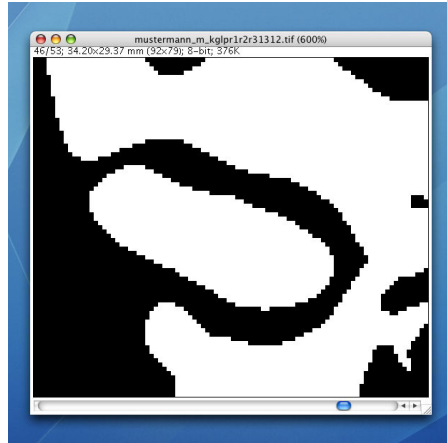


Abbildung 2.15: Linkes Kiefergelenk in schwarz weiß. Blick von oben.

12. Es wird nun die erste Schicht (Grundebene) bearbeitet, die nachfolgenden Punkte müssen dann für jede einzelne Schicht wiederholt werden.
13. Das Kiefergelenkköpfchen lokalisieren und auf Artefakte überprüfen (schwarze Pixelflächen) und diese markieren z.B. mit dem *Wand (Tracing) Tool* und löschen (*Delete Taste*). Innerhalb des Kiefergelenkköpfchen können spongiöse Knochenbälkchen vorhanden sein, die durch den ermittelten Grauschwellenwert als Weichgewebestrukturen erkannt werden und somit schwarz dargestellt werden. Diese Artefakte müssen wie oben beschrieben eliminiert werden. Das Kiefergelenkköpfchen sollte nun als homogene weiße Fläche erscheinen.
14. Den Gelenkspalt (Schwarze Areale) grob mit dem *Polygon selection Tool* umranden, so dass sich nun innerhalb der Markierung nur die Gelenkspalt darstellenden Bereiche und der Kondylus befinden.

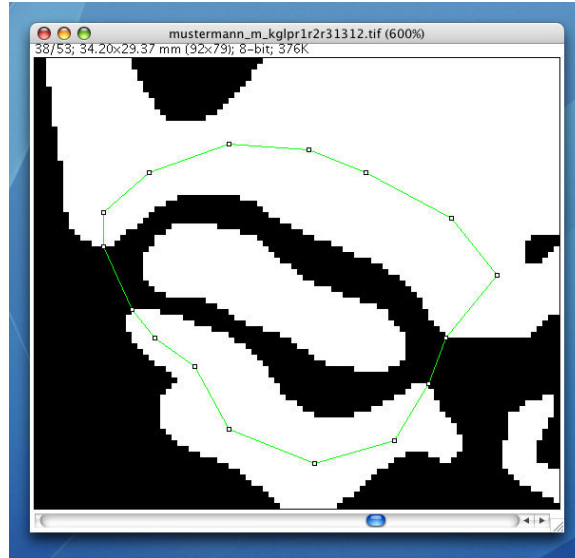


Abbildung 2.16: Markierung des linken Kiefergelenkes mit dem Polygon selection Tool.

15. Ist der den Gelenkspalt umgebenen Knochen durch andere Weichgewebsstrukturen unterbrochen, 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. Die Segmentierregeln sind in Kapitel 2.2.4 erläutert.
16. (*Plugins* → *Macros* → *Clear Outside*) Es wird der von der Markierung außerhalb gelegene Bereich gelöscht, d.h. alle Weichgewebsstrukturen (schwarze Flächen), die nicht zum Kiefergelenkspalt gehören werden eliminiert. Nun erhält man eine Fläche von schwarzen Pixeln, die den Gelenkspalt für diese Schicht darstellt. Es wird automatisch die nächst höhere Schicht gewählt.
17. Die Punkte 13 bis 16 für die nächsten Schichten wiederholen, bis die letzte Schicht erreicht ist.
18. Ist die letzte Schicht erreicht (letzte Schicht ist die Schicht, die das Dach des Gelenkspaltes darstellt, ihn tangiert) müssen die kranial von der obersten Schicht gelegenen Schichten gelöscht werden (*Plugins* → *Slice Remover*).



Dabei die erste und letzte Schichtnummer eintragen, die gelöscht werden soll. *Increment* muss auf 1 eingestellt sein.

19. Ergebnis: Nun erhält man für jede einzelne Schicht eine Anzahl von schwarzen Pixeln. Summiert man die einzelnen Schichten erhält man das **Gelenkspalt-Volumen**.
20. Jetzt muss nur noch das Volumen ermittelt werden (*Plugins* → *A Volume Plot2*). Es öffnet sich ein neues Fenster. Das Volumen ist unter dem Punkt *Joint Space V* aufgeführt. Nun muss nur noch der Wert notiert werden und die ganze Durchführung für das andere Gelenk wiederholt werden.

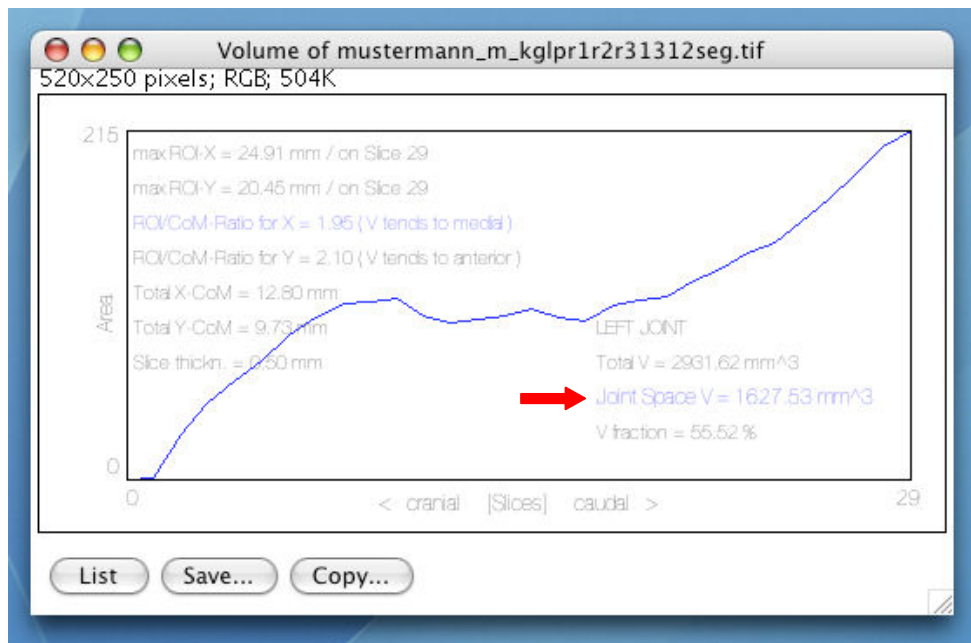


Abbildung 2.17: Ermittlung des Gelenkspaltvolumens.

### 2.2.4 Segmentierregeln

Bei der Segmentierung des Kiefergelenkspaltes sind einige Regeln zu beachten, um eine Konstanz bei der Durchführung der Segmentierung zu erreichen. Da es sich um anatomische Strukturen handelt werden diese bei jedem Kiefergelenk individuell und somit unterschiedlich abgebildet sein. So kann es vorkommen, dass der Gelenkspalt in der zweidimensionalen Schichtebene als eine in sich nicht abgeschlossene Fläche dargestellt wird. Um ein abgeschlossenes Volumen (Summe aller Flächen) zu erhalten, muss noch manuell eine Begrenzung dieser Flächen vorgenommen werden. Dies geschieht mit Hilfe von Verbindungslinien zwischen unterbrochenen Knochenarealen (schwarze Areale). Eine Verbindungslinie sollte die kürzeste Verbindung zwischen zwei Punkten sein.

Aufgrund der Vergrößerung und der damit verbundenen Auflösungsgrenze des Datensatzes werden die Pixel der einzelnen Abschnitte des Kiefergelenkes aus vielen einzelnen Rechtecken dargestellt. Daraus ergibt sich, dass die Verbindungslinien zwischen geometrischen Strukturen gezogen werden müssen.

Anhand folgender Regeln wurde der Kiefergelenkspalt segmentiert:

1. Es ist die kürzeste Verbindungsstrecke zwischen zwei Punkten zu wählen

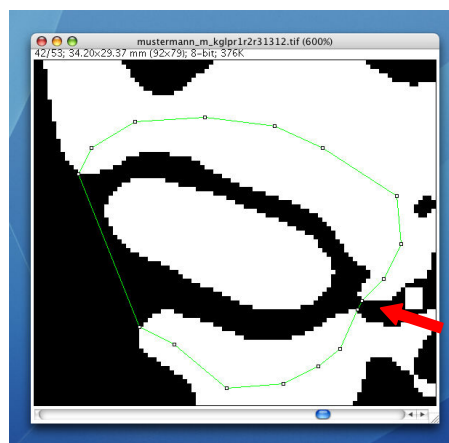


Abbildung 2.18: Die kürzeste Verbindungslinie mit dem Polygon Selection Tool wird gewählt.

2. Gegenüberliegende Ecken werden miteinander verbunden.

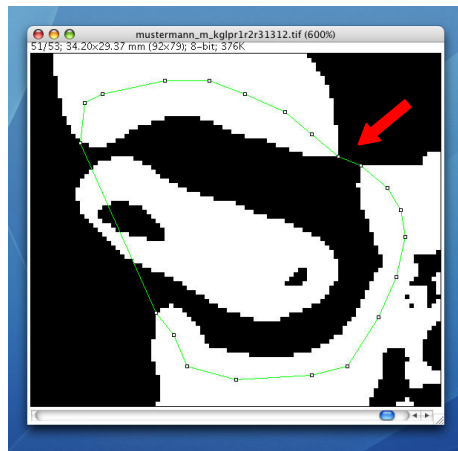


Abbildung 2.19: Verbindung zwischen gegenüberliegenden Ecken.

3. Gegenüberliegende Geraden werden anhand deren Mittelpunkte miteinander verbunden.

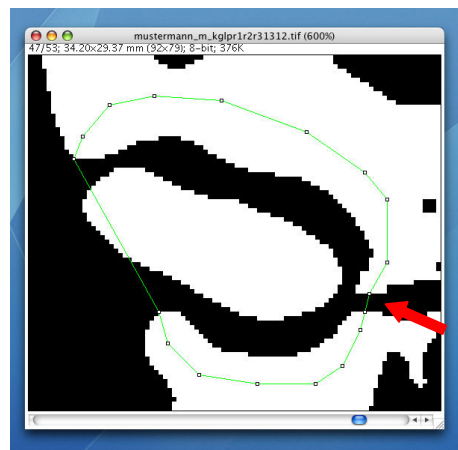


Abbildung 2.20: Verbindung zwischen gegenüberliegenden Geraden.

4. Gegenüberliegende Geraden, die gegeneinander parallel verschoben sind, werden über deren Eckpunkten verbunden.

5. Geraden, die sehr lang sind, werden ebenfalls an den Eckpunkten miteinander verbunden, denn eine Verbindung der Mittelpunkte würde eine zu große Fehlerabweichung bedingen.

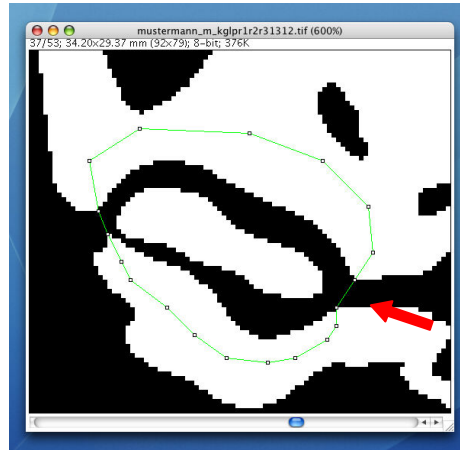


Abbildung 2.21: Verbindung zwischen sehr langen Geraden.

6. a) Wird das Kiefergelenksköpfchen aufgrund seiner Lage zu angrenzenden Strukturen durch die Verbindungslinie angeschnitten, so wird versucht dies zu vermeiden, indem die äußersten Punkte miteinander verbunden werden.

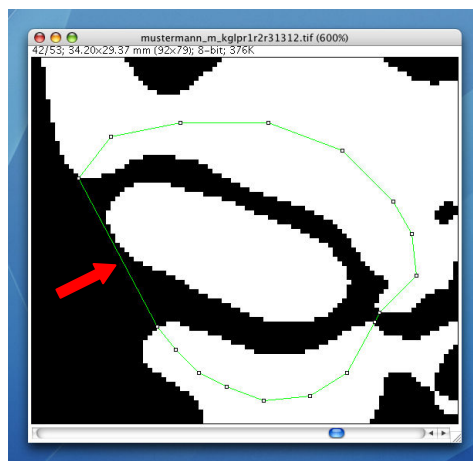


Abbildung 2.22: Verbindungslinie zwischen den äußersten Punkten, um ein Anschneiden des Kiefergelenksköpfchens zu vermeiden.

b) Lässt sich dies nicht vermeiden, weil keine Knochenareale zur Verbindung zur Verfügung stehen, so werden trotzdem die äußersten Punkte gewählt und ein Anschneiden des Kiefergelenksköpfchens akzeptiert.

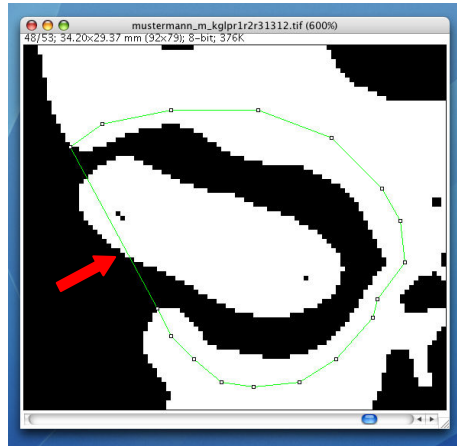


Abbildung 2.23: Verbindungslinie zwischen den äußersten Punkten. Ein Anschneiden des Kiefergelenksköpfchens kann nicht vermieden werden.

7. Innerhalb des Kiefergelenksköpfchens gelegene schwarze Pixel (Weichgewebe) werden eliminiert.

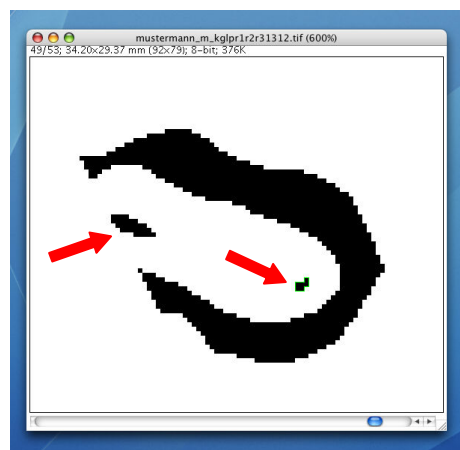


Abbildung 2.24: Elimination innerhalb des Kiefergelenksköpfchens befindliche schwarze Pixel.

8. Außerhalb des definierten Gelenkspalts gelegene schwarze Pixel (Hartgewebe) werden ebenfalls eliminiert.
9. Ein orientierendes Scrollen durch den Datensatz hilft bei der Festlegung des Gelenkspaltes.
10. Ist die letzte Schicht (kranialste Schicht) nicht eindeutig abgegrenzt, also ein nach oben offener Gelenkspalt, so wird die letzte Schicht wie folgt definiert: Oberste Schicht ist die Schicht mit der kleinsten Fläche des Gelenkspaltes. Würde weiter nach kranial gescrollt, so würde sich die Fläche weiter vergrößern.
11. Extrem herausragende Ausläufer des Gelenkspalts werden nicht mit in die Berechnung mit einbezogen. Die Wahrscheinlichkeit ist sehr hoch, dass diese Strukturen Artefakte darstellen und nicht zum eigentlichen Kiefergelenkspalt gehören.

### **2.2.5 Datenerhebung**

Die Segmentierung und Volumenbestimmungen erfolgte an 200 Patientendatensätzen, d.h. an 200 linken und 200 rechten Kiefergelenken. Es wurde eine zweite um acht Wochen versetzte Messung an 100 zufällig ausgewählten Patientendatensätzen vorgenommen. Dabei handelt es sich um das Test-Retest-Verfahren zur Ermittlung des Methodenfehlers der Segmentierung.

### 3 Ergebnisse

Die statistische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Hilfe des Programms Excel für Windows von Microsoft (Redmond/USA). Es wurden der Methodenfehler nach Dahlberg und der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston angewendet [8, 16]. Die Reproduzierbarkeit der Volumenbestimmung der Kiefergelenkspalten wurde außerdem mit dem T-Test für gepaarte Stichproben getestet.

#### 3.1 Methodenfehler der Segmentierung

Zur Berechnung des Methodenfehlers wurde die Formel nach Dahlberg angewendet [8]. Der methodische Fehler der Segmentierung beträgt für das Gelenkspaltvolumen 17,14 mm<sup>2</sup>. Das Durchschnittsvolumen aller Gelenke beträgt 16,47 mm<sup>2</sup>. Der relative Fehler hat somit eine Größe von:  $17,14\text{mm}^2/16,48\text{mm}^2 = 1,04$ , also  $\approx 4\%$ .

#### **Methodenfehler (DAHLBERG 1940)**

$$\delta = \sqrt{\Sigma d^2 / 2n}$$

d = Differenz zwischen dem Messwert  
und dem Mittelwert der Einzelmessungen

n = Anzahl der Messungen

#### 3.2 Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston

Um eine Aussage über die Zuverlässigkeit der einzelnen Variablen machen zu können, wurde außerdem der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston ermittelt [16]. Je kleiner der berechnete Wert ist, desto genauer ist die Messung. Nach ermitteltem Methodenfehler nach Dahlberg konnte nun auch der Zuverlässigkeitskoeffizient berechnet werden [8]. Für eine Standardabweichung von 0,04 beträgt die berechnete Reliabilität nach Houston 0,96.

##### **Zuverlässigkeitskoeffizient (HOUSTON 1983)**

$$\text{Reliability} = 1 - \delta^2 / sv^2$$

$\delta$  = Methodenfehler

sv = Standardabweichung der Variable

Je näher dieser Wert bei 1,0 liegt, desto zuverlässiger ist die untersuchte Variable. Es besteht also eine hohe Reproduzierbarkeit (Reliabilität) der Volumendetermination des Kiefergelenkspaltes.



#### 3.3 Mittelwertvergleich zwischen der ersten und zweiten Messung

Der Mittelwert der ersten Volumenbestimmung aller Kiefergelenkspalten beträgt 16,47 mm<sup>2</sup>. Das arithmetische Mittel der zweiten Volumenbestimmung beträgt 17,14 mm<sup>2</sup>. Die Differenz der Mittelwerte ergibt einen Betrag von 0,67 mm<sup>2</sup>, also eine Differenz von 4,06 % bezogen auf die erste Volumendetermination. Bei dem Vergleich der Mittelwerte fanden sich keine signifikanten Unterschiede.

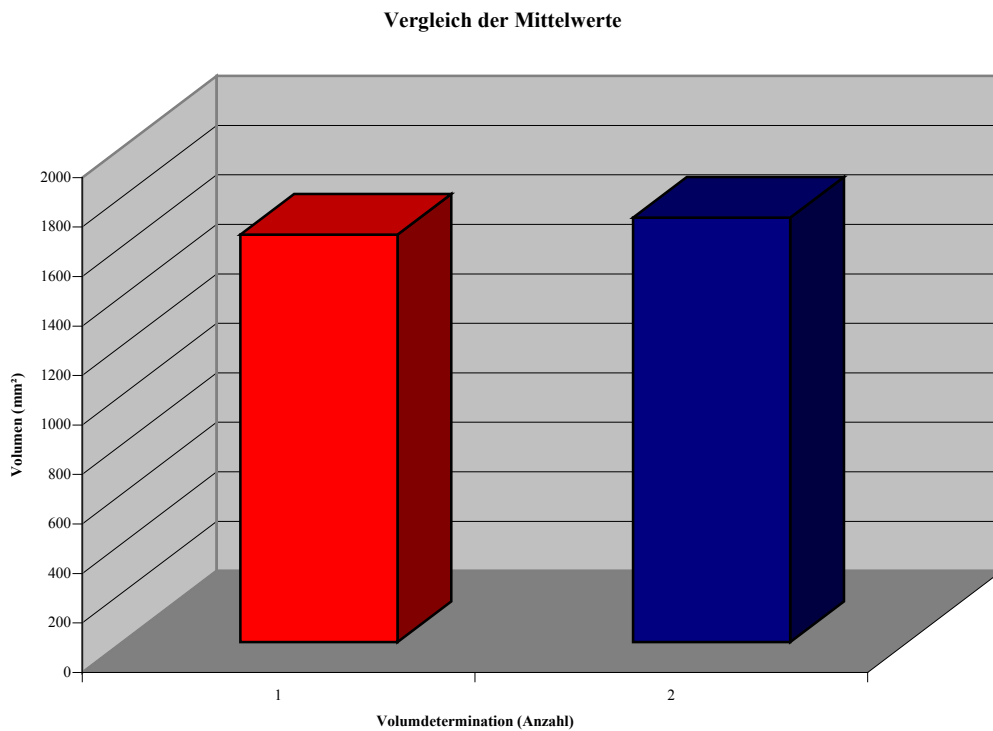


Abbildung 3.1: Mittelwertvergleich zwischen der ersten und zweiten Volumendetermination.

#### 3.4 T-Test für gepaarte Stichproben

Die Determination des Kiefergelenkspaltes wurde dem T-Test für gepaarte Stichproben unterzogen. Der T-Test beweist, dass nicht signifikante Unterschiede zwischen der ersten und der zweiten durchgeführten Messung vorliegen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 3.2 mittels Boxplots dargestellt.

#### 3.4.1 Graphische Darstellung mittels Boxplots

Der Boxplot (auch Box-Whisker-Plot) ist ein Diagramm, das zur graphischen Darstellung der Ergebnisse dient. Es handelt sich dabei um eine fünf Punkte Zusammenstellung. Es werden der Median, die zwei Quartile und die beiden Extremwerte der Ergebnistabelle angezeigt. Die Box, die 50% der Daten enthält, wird durch die beiden Quartile (oberes und unteres Quartil) bestimmt. Der obere Rand der Box stellt das Obere Quartil dar, es halbiert die obere Hälfte der Verteilung. Der untere Rand der Box stellt das Untere Quartil dar. Es halbiert die untere Hälfte der Verteilung. Die Box ist also ein Maß für die Streuung der Daten. Der schwarze dicke Balken innerhalb der farbigen Box stellt den Median der Ergebnistabelle dar und ist ein Maß für die Schiefe der Stichprobe. Die beiden vertikalen Linien, die jeweils oben und unten an der Box zu finden sind, dienen der Darstellung des Maximum und des Minimum der Verteilung.

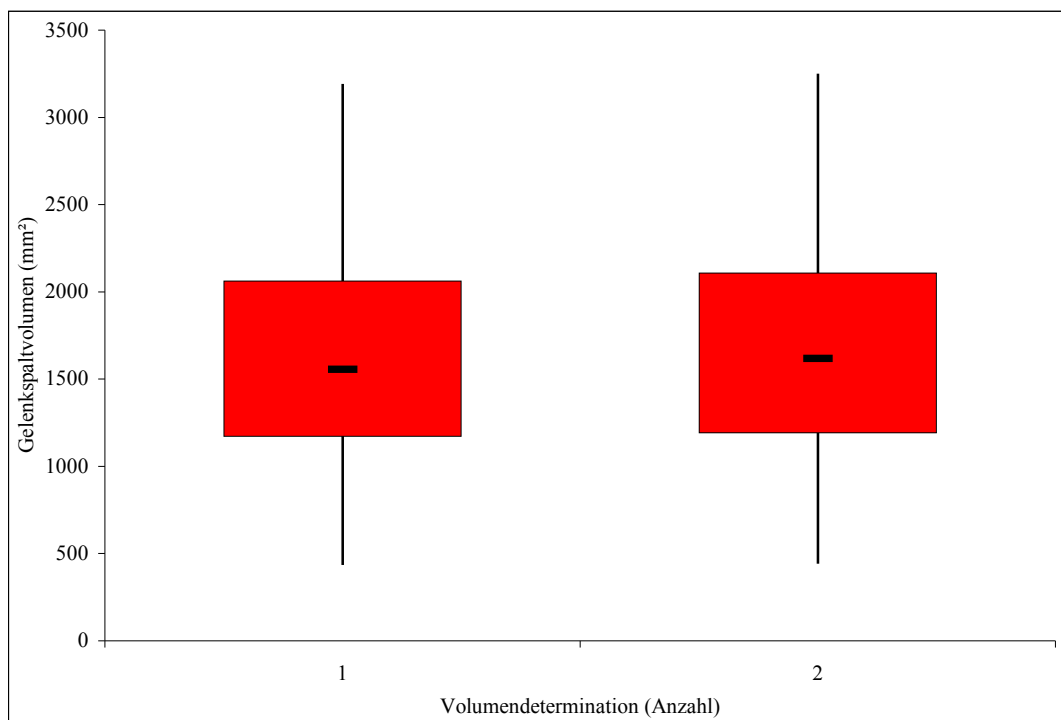


Abbildung 3.2: Darstellung der ersten und zweiten Volumendetermination mittels Boxplots. Es finden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Volumenbestimmungen.

### 4 Diskussion

Aufgrund der komplexen Struktur des Kiefergelenkspaltes ist eine dreidimensionale Betrachtung unumgänglich. Die Schwierigkeiten in der bildgebenden Darstellung liegen in der Variationsbreite des Kiefergelenkspaltes.

Der Fehler einer zweidimensionalen Betrachtung wird geringer ausfallen, als der Fehler einer dreidimensionalen Evaluierung, denn der Gesamtfehler multipliziert sich aus den einzelnen Dimensionen. Die Reproduzierbarkeit der Volumendetermination ist daher eine geeignete Größe zur Beschreibung einer hohen Prozessqualität.

Bei der Erhebung der Reliabilität spielen viele Faktoren eine Rolle, die das Ergebnis beeinflussen können. So müsste z.B. das Erinnerungsvermögen der Person, die den Test durchführt ausgeschaltet werden, denn für viele Tests ist eine Wiederholung entsprechend dem Test-Retest-Verfahren nur theoretisch möglich. Erinnerungseffekte beeinflussen Testergebnisse bei einer Wiederholung einer Untersuchung. Würde man z.B. eine mathematische Aufgabe in einem Intelligenztest zweimal stellen, so würden die Erinnerungseffekte für eine Verfälschung der Ergebnisse führen. Um diese Erinnerungseffekte weitestgehend auszuschalten, wurde ein um acht Wochen versetzter Retest durchgeführt. Es können immer zwischen zwei Untersuchungszeitpunkten Lerneffekte auftreten, die das Ergebnis der zweiten durchgeführten Messung verfälschen, nicht nur wenn dieselbe Aufgabe wiederholt wird. Die Untersucher oder Untersuchten können sich in der Zwischenzeit Gedanken machen und verhalten sich beim zweiten Mal bezüglich der gestellten Aufgabe ganz anders. Neben den Erinnerungseffekten spielt die Methodik der Durchführung der Segmentierung eine entscheidende Rolle. Ein gleich bleibendes Verfahren führt zu einer geringeren Abweichung der Reproduzierbarkeit. Voraussetzung hierfür sind gleich bleibende Rahmenbedingungen. Zudem kann die Durchführung der Messungen nur von einer Person durchgeführt werden, da die Art der Durchführung stark benutzerabhängig ist. Bei einer anderen Person wären zwar die Erinnerungseffekte ausgeschaltet, doch die Methodik der Durchführung würde zu stark variieren. Bei der praktischen Umsetzung dieser Vorgaben stößt man auf verschiedene Probleme. Z.B. kann die tatsächliche Gedächtnisleistung eines Menschen nicht ohne weiteres gemessen werden, denn sie unterliegt Schwankungen, die wiederum quantifiziert werden müsste. Man würde sich

dann in einem Teufelskreis befinden. Diese aufgeführten Äußerungen sollten für eine kritische Sichtweise der Ergebnisse dienen. Der größte Fehler liegt in der Erkennung und Identifizierung von anatomischen Strukturen anhand von CT-Datensätzen. Schon die Positionierung der Landmarks sind erheblichen Schwankungen unterworfen [2, 3]. Dabei ist die Landmarkpositionierung extrem untersucherabhängig [43]. So bleibt weiterhin die Frage offen, ob die Volumendetermination auf mehrere Untersucher übertragbar reliabel ist.

Im Laufe der Zeit sind eine Vielzahl von bildgebenden Verfahren entstanden, dennoch hat sich bis heute kein einziges Verfahren zur Darstellung aller Kiefergelenkstrukturen durchgesetzt [51]. Nach Kobayashi et al ist die Verwendung von computertomographischen Datensätzen die geeignetste Form und eine valide Methode der Volumenbestimmung [28]. Ein Nachteil der Computertomographie ist die hohe Strahlenbelastung für den Patienten. Die Computertomographie stellt derzeit den Goldstandard zur Darstellung von Hartgewebsstrukturen dar [5, 15, 28, 51, 54].

Die vorliegende Arbeit berücksichtigt als Hilfsmittel zur Determination des Gelenkspaltvolumens des Kiefergelenkes nur die Computertomographie. Das Verfahren wurde ausschließlich auf knöcherne Gelenkstrukturen begrenzt, da bisher weder Vergleichsdaten noch Daten zur Sensitivität der Volumenmessung vorliegen. Die Übertragung auf MRT-Aufnahmen erscheinen sinnvoll, da die Magnetresonanztomographie in der Weichgewebedarstellung Vorteile gegenüber der Computertomographie bietet. Seit ca. 25 Jahren ist eine dreidimensionale Darstellung von anatomischen Strukturen mit Hilfe der MRT realisierbar, wodurch die Möglichkeiten der bildgebenden Darstellung des Kiefergelenkes, oder vielmehr des Kiefergelenkspaltes, mit den dazugehörigen Weichteilen erweitert wurden. Die Nachteile der Magnetresonanztomographie bestehen in einem sehr langen Scanvorgang und in der begrenzten Verfügbarkeit der Magnetresonanztomographiegeräte [51].

Die dreidimensionale Darstellung von Gelenkspalten wurde schon in der Vergangenheit vorgenommen [39], wobei z.B. der Gelenkspalt des Knies evaluiert wurde. Die dreidimensionale Darstellung des Kiefergelenkspaltes wurde bisher nicht genutzt. Auch andere anatomische Strukturen, wie z.B. der proximale Femur wurden volumetrisch evaluiert und die Knochendichte gemessen [30, 36]. Es liegen jedoch keine Untersuchungen zur Volumendetermination des Kiefergelenkspaltes vor.

Die Ergebnisse der Volumendetermination stellen eine hohe Reliabilität sicher, was zu der Annahme führt, dass diese Methode der Volumendetermination in Zukunft für so komplexe Strukturen, wie dem Kiefergelenkspalt, Anwendung finden wird. Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass die Volumendetermination des Kiefergelenkspaltes mit Hilfe der Computertomographie eine reliable Methode zur Erlangung sehr präziser Ergebnisse ist, um eine Volumenbestimmung an dem gleichen Gelenkspalt wiederholen zu können. Dennoch sollte die Betrachtung des Volumens nicht absolut sein, sondern als relativ gesehen werden. Auch die Interpretation der Ergebnisse sollte mit Vorsicht betrachtet werden, da es keine entsprechenden Vergleichsstudien zur Untersuchung des Kiefergelenkspaltvolumens gibt. Es handelt sich dabei um absolutes Neuland in der heutigen Forschung.

## 5 Zusammenfassung

Das Kiefergelenk (*Articulatio temporomandibularis*) nimmt eine Sonderstellung unter den Gelenken ein. Es stellt die bewegliche Verbindung zwischen Unterkiefer und der Schädelbasis dar. Hinsichtlich der dreidimensionalen Lage des Kondylus zur *Fossa articularis* ist eine dreidimensionale Betrachtung des Kiefergelenkspaltes aufgrund dessen Komplexität von essentieller Bedeutung. Die Volumetrie des Kiefergelenkspaltes erfordert die Berücksichtigung der dritten Dimension, denn nur durch das Volumen wird man der dritten Dimension gerecht. Zur bildgebenden Darstellung des Kiefergelenkspaltes ist die Computertomographie das geeignete Hilfsmittel um das Volumen zwischen den knöchernen Grenzen zu erfassen.

Die Bedeutung für die Kieferorthopädie besteht in der Nutzung des Volumens des Kiefergelenkspaltes für die Diagnostik, Therapie, Nachsorge und Dokumentation. Der Schwerpunkt für die Kieferorthopädie liegt in der Berücksichtigung der dreidimensionalen Kondylus Fossa Relation. Mit dem Wissen der dreidimensionalen Lage des Kiefergelenkes zur *Fossa articularis* können damit Kiefergelenkserkrankungen verhindert werden.

Ziel der Arbeit ist es, ein Verfahren zu entwickeln, das eine Volumenbestimmung des Kiefergelenkspaltes reproduzierbar macht. Es wurden 200 computertomographische Patientendatensätze untersucht und das Kiefergelenkspaltvolumen mit der Bildbearbeitungssoftware ImageJ [19] bestimmt. Definierte Regeln sind erstellt worden, die die Segmentierung des Kiefergelenkspaltes erleichtern und ein konstantes Verfahren ermöglichen.

Die Reliabilität der Durchführung der Volumendetermination wurde anhand einer um acht Wochen versetzte zweite Messung an 100 Patientendatensätzen durchgeführt. Zur Berechnung des Methodenfehlers der Segmentierung wurde die Formel nach Dahlberg [8] angewendet. Der relative methodische Fehler beträgt 1,04, also 4%. Um eine Aussage über die Zuverlässigkeit der Arbeit machen zu können, wurde außerdem der Zuverlässigkeitskoeffizient nach Houston [16] bestimmt. Das Ergebnis lieferte einen Wert von 0,96. Zudem wurde die Volumendetermination des Kiefergelenkspaltes dem T-Test für gepaarte Stichproben unterzogen, bei dem sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der ersten und der zweiten durchgeführten Messung ergaben.

Die Ergebnisse zeigen eine hohe Reliabilität und somit eine hohe Validität der Durchführung der Segmentierung des Gelenkspaltvolumens. Dies führt zu der Annahme, dass das Verfahren zur Bestimmung des Kiefergelenkspaltvolumens auch in Zukunft für komplexe Strukturen, wie es der Kiefergelenkspalt ist zur Anwendung kommt.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Alder ME, Deahl ST, Matteson SR, Van Sickels JE, Tiner BD, Rugh JD (1999) Short-term changes of condylar position after sagittal split osteotomy for mandibular advancement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 87: 159-165
2. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norris K, Boyd RL (2003) Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Craniofac Res* 6: 132-142
3. Baumrind S, Frantz R (1971) The reliability of head film measurements. 1. landmark identification. *Am J Orthod* 60: 111-127
4. Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM (2001) Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res.* 80: 1913-1918
5. Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell KA, et al (1997) Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 83: 609-618
6. Burger W, Burge Mark J. (2006) *Digitale Bildverarbeitung, Eine Einführung mit Java und ImageJ*, Springer, Berlin Heidelberg
7. Christiansen EL, Thompson JR, Hasso AN (1987) CT Evaluation of Trauma to the Temporomandibular Joint. *J Oral Maxillofac Surg* 45: 920-923
8. Dahlberg G (1940) *Statistical methods for medical and biological students.* Interscience Publications, New York 122-132
9. De Bont LGM, van der Kuijl B, Stegenga B, Vencken LM, Boering G (1993) Computed tomography in differential diagnosis of temporomandibular joint disorders. *Int J Oral Maxillofac Surg* 22: 200-209
10. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. (2003) *Waldeyer- Anatomie des Menschen*, Walter de Gruyter, Berlin New York, 17. Aufl.
11. Frick H, Leonhardt H, Starck D. (1992) *Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie Band 1 Spezielle Anatomie 1*, Georg Thieme, Stuttgart



12. Fushima K, Gallo LM, Krebs M, Palla S (2003) Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during mastication. *Med Eng Phys* 25: 181-190
13. Gössi DB, Gallo LM, Bahr E, Palla S (2004) Dynamic intra-articular space variation in clicking TMJs. *J Dent Res* 83: 480-484
14. Headache classification committee of the international headache society. Classification and diagnostic criteria for headache disorders, cranial neuralgias and facial pain. (1988) *Cephalgia* 8: 1-96
15. Hirschfelder U, Piechot E, Schulte M, Leher A (2004) Abnormalities of the TMJ and the musculature in the oculo-auriculo-vertebral spectrum (OAV). A CT study. *J Orofac Orthop* 65: 204-216
16. Houston WJB (1983) The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 83: 382-390
17. <http://dicom.offis.de/dcintro.php.de>
18. [http://miami.uni-muenster.de/servlets/DerivateServlet/Derivate-2983/diss\\_fleuter.pdf](http://miami.uni-muenster.de/servlets/DerivateServlet/Derivate-2983/diss_fleuter.pdf)
19. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
20. <http://www.dentoid.co.uk>
21. <http://www.red-dot.de/>
22. <http://www3.who.int/icd/currentversion/fr-icd.htm>
23. Kahl-Nieke B, Fischbach R, Gerlach KL (1994) CT analysis of temporomandibular joint state in children 5 years after functional treatment of condylar fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 23: 332-337
24. Kahl-Nieke B, Fischbach R (1995) A critical evaluation of the functional treatment of mandibular neck fractures in children. The results of a spiral computed tomographic follow-up. *Fortschr Kieferorthop* 56: 157-164
25. Kahl-Nieke B, Fischbach R (1998) Condylar restoration after early TMJ fractures and functional appliance therapy. Part I: Remodelling. *J Orofac Orthop* 59: 150-162
26. Kalender Willi A. (2000) Computertomographie Grundlagen, Gerätetechnologie, Bildqualität, Anwendungen, Publicis MCD, München
27. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG (2005) Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 32: 282-293

28. Kobayashi F, Ito J, Hayashi T, Maeda T (2003) A study of volumetric visualization and quantitative evaluation of bone trabeculae in helical CT. *Dentomaxillofac Radiol* 32: 181-185
29. Landes CA, Sterz M (2003) Proximal segment positioning in bilateral sagittal split osteotomy: intraoperative controlled positioning by a positioning splint. *J Oral Maxillofac Surg* 61: 1423-1431
30. Lang TF, Keyak JH, Heitz MW, Augat P, Lu Y, Mathur A, Genant HK (1997) Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: precision and relation to bone strength. *Bone* 21: 101-108
31. Lotzmann U. (1998) *Die Prinzipien der Okklusion*, Neuer Merkur, München
32. Okeson JP. (1996) *Orofacial Pain: Guidelines for assessment, diagnosis and management*, Quintessence Publishing, Chicago, 3<sup>rd</sup> ed
33. Ong TK, Franklin A (1996) A clinical and histopathological study of osteoarthritis of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg* 34: 186-192
34. Pasler F. A. (2003) *Zahnärztliche Radiologie*, Thieme, Stuttgart
35. Petrilli A, Gurley JF (1939) Tomography of the temporomandibular joint. *J Am dent Assoc* 26: 304-309
36. Prevrhal S, Genant HK (1999) Quantitative computer tomography. *Radiologe* 39: 194-202
37. Putz R, Pabst R. (2000) *Sobotta- Atlas der Anatomie des Menschen*, Urban und Fischer, München Jena, Bd 1, 21. Aufl.
38. Ritter W. (1988) Röntgenuntersuchung der Zähne, der Kiefer und des Gesichtskeletts. In: Schwenzer N, Grimm G. *Allgemeine Chirurgie, Entzündungen, Mundschleimhauterkrankungen, Röntgenologie*, Thieme, Stuttgart, Bd 1
39. Ruegsegger P, Muench B, Felber M (1993) Early detection of osteoarthritis by 3D computed tomography. *Technol Health Care* 1: 53–66
40. Ruf S, Wusten B, Pancherz H (2002) Temporomandibular joint effects of activator treatment: a prospective longitudinal magnetic resonance imaging and clinical study. *Angle Orthod* 72: 527-540
41. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K (2004) Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the

- preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. Quintessence Int 35: 525-528
42. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K. (1999) Anatomie, Springer, Berlin Heidelberg New York, 8. Aufl.
43. Schmuth G, Drescher D. (1994) Kieferorthopädie I, Urban und Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 3. Aufl.
44. Schüller A. (1905) Die Schädelbasis im Röntgenbilde, Gräfe + Sillem, Hamburg
45. Schüller A. (1912) Röntgen-Diagnostik der Erkrankung des Kopfes, Leipzig: Hölder, Wien
46. Schwenzer N, Ehrenfeld M. (2000) Zahn- Mund- Kieferheilkunde Band 1 Allgemeine Chirurgie, Georg Thieme, Stuttgart New York, 3. Aufl.
47. Siekmann H. (1940) Das normale Kiefergelenk im Röntgenbild unter besonderer Berücksichtigung der Gelenkverhältnisse bei Mundöffnung, O. O.
48. Sonnabend E, Benz C. (1997) Röntgentechnik in der Zahnheilkunde, Urban und Schwarzenberg, München
49. Tillmann B, Töndury G, Zilles K. (2003) Anatomie des Menschen Band 1 Bewegungsapparat, Georg Thieme, Stuttgart, 3. Aufl.
50. Tronje G, Welander U, McDavid WD, Morris CR (1981) Image distortion in rotational panoramic radiography. III. Inclined objects. Acta Radiol Diagn 22: 585-592
51. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC (2004) Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 33: 196-201
52. Tveito L (1974) Beurteilung der Gelenkspaltbreite. Dtsch Zahnärztl Z 29: 550-553
53. Vitral RW, Telles Cde S, Fraga MR, de Oliveira RS, Tanaka OM (2004) Computed tomography evaluation of temporomandibular joint alterations in patients with class II division 1 subdivision malocclusions: condyle-fossa relationship. Am J Orthod Dentofacial Orthop 126: 48-52
54. Westesson PL, Katzberg RW, Tallents RH, Sanchez-Woodworth RE, Svensson SA (1987) CT and MR of the temporomandibular joint: comparison with autopsy specimens. AJR Am J Roentgenol 148: 1165-1171

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral (aus [36]).	2
Abbildung 1.2: Schnittbild Kiefergelenk von lateral bei Mundöffnung (aus [36]).	4
Abbildung 1.3: Kiefergelenkaufnahme nach Clementschitsch: Kopfhaltung und Strahlengang [34].	9
Abbildung 1.4: Unterkieferaufnahme: Kopfhaltung und Strahlengang [34].	10
Abbildung 1.5: Kiefergelenkaufnahme nach Parma: Kopfhaltung und Strahlengang [34].	11
Abbildung 1.6: Felsenbeinaufnahme modifiziert nach Schüller [34].	12
Abbildung 1.7: Panoramaschichtaufnahme (OPG) [20].	13
Abbildung 1.8: Somatom Spirit Computertomograph [21].	16
Abbildung 2.1: CT-Patientendatensatz.	22
Abbildung 2.2: Hauptfenster von ImageJ.	24
Abbildung 2.3: Landmark MAE (Meatus Akustikus Externus Punkt).	26
Abbildung 2.4: SOS (Spina ossis sphenoidalis).	27
Abbildung 2.5: Landmark TAA (Tuberculum articulare anterior).	27
Abbildung 2.6: Landmark OTL (Os temporale laterale).	28
Abbildung 2.7: Geöffneter CT-Patientendatensatz mit ImageJ Toolbar.	29
Abbildung 2.8: Einstellungen des Stacks.	30
Abbildung 2.9: Markiertes Kiefergelenk mit dem Rectangular Selection Tool.	31
Abbildung 2.10: Linkes Kiefergelenk von kranial gesehen.	31
Abbildung 2.11: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation.	33
Abbildung 2.12: Linkes Kiefergelenk von vorne.	35
Abbildung 2.13: Alle drei Landmarks liegen in der gleichen Schichtebene.	37
Abbildung 2.14: Markiertes Kiefergelenkköpfchen mit dem Segmenting Assistent Fenster und ImageJ Toolbar.	39
Abbildung 2.15: Linkes Kiefergelenk in schwarz weiß. Blick von oben.	40
Abbildung 2.16: Markierung des linken Kiefergelenkes mit dem Polygon selection Tool.	41
Abbildung 2.17: Ermittlung des Gelenkspaltvolumens.	42

Abbildung 2.18: Die kürzeste Verbindungslinie mit dem Polygon Selection Tool wird gewählt.....	43
Abbildung 2.19: Verbindung zwischen gegenüberliegenden Ecken.....	44
Abbildung 2.20: Verbindung zwischen gegenüberliegenden Geraden.....	44
Abbildung 2.21: Verbindung zwischen sehr langen Geraden.....	45
Abbildung 2.22: Verbindungslinie zwischen den äußersten Punkten, um ein Anschneiden des Kiefergelenksköpfchens zu vermeiden.....	45
Abbildung 2.23: Verbindungslinie zwischen den äußersten Punkten. Ein Anschneiden des Kiefergelenksköpfchens kann nicht vermieden werden.....	46
Abbildung 2.24: Elimination innerhalb des Kiefergelenkköpfchens befindliche schwarze Pixel.....	46
Abbildung 3.1: Mittelwertvergleich zwischen der ersten und zweiten Volumendetermination.....	50
Abbildung 3.2: Darstellung der ersten und zweiten Volumendetermination mittels Boxplots. Es finden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Volumenbestimmungen.....	51

## 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1: IHS-Klassifikation.....	6
Tabelle 1.2: ICD10-Klasifikation der WHO [22].....	7
Tabelle 1.3: Modifizierte Nomenklatur der DGZMK.....	8
Tabelle 1.4: Historischer Überblick über die Entwicklung der Computertomographie [26].....	15

## **9 Anhang**

### **9.1 Danksagung**

Für die freundliche Überlassung des Themas dieser Arbeit möchte ich mich an dieser Stelle bei Frau Universitätsprofessorin Dr. med. dent Ulrike Ehmer bedanken.

Mein aufrichtiger Dank gilt auch Herrn PD Dr. Thomas Stamm, der mir bei der Entstehung dieser Arbeit mit vielen Anregungen zur Seite stand.

Meinen Eltern danke ich herzlich für ihre liebevolle Unterstützung während meines gesamten Studiums.

Mein besonderer Dank gilt meiner Lebensgefährtin Karen, die mir die nötige Motivation und Lebensqualität für die Fertigstellung dieser Arbeit entgegenbrachte.

## 9.2 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Maik Holtmann  
Geburtsdatum: 27.07.1979  
Geburtsort: Bad Laer  
Familienstand: ledig  
Staatsangehörigkeit: deutsch

### Schulbildung

1986 – 1990 Grundschole Hohne-Lengerich  
1990 – 1999 Hannah-Arendt-Gymnasium Lengerich  
06/1999 Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

### Bundeswehrrersatzdienst

1999 – 2000 Arbeitsgemeinschaft für Naturschutz Tecklenburger Land  
e.V. (ANTL)

### Studium

2000 – 2005 Studium der Zahnmedizin an der Westfälischen Wilhelms-  
Universität Münster  
09/2001 Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Vorphysikum)  
03/2003 Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)  
12/2005 Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)  
seit 03/2006 Assistenz Zahnarzt in der Praxis Dr. Deppe in Gütersloh

Münster, den 07.12.2006