

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

DISSERTATION

Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes - vergleichende Untersuchung zwischen Panoramaschichtaufnahmen und dentalen Volumentomogrammen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Parham Shafé

aus Berlin

Datum der Promotion: 05.12.2014

Meiner liebevollen Familie.

Inhaltsverzeichnis

ABSTRAKT	1
ABSTRACT	2
1. EINLEITUNG	4
1.1. Anatomie des Unterkiefers	5
1.2. Craniomandibuläre Dysfunktionen(CMD) und Asymmetrie	7
1.3. Bildgebende Verfahren in der Funktionsdiagnostik	9
1.3.1. Orthopantomographie	10
1.3.2. Dentale Volumentomographie	12
1.3.3. Vergleich OPG – DVT	15
2. FRAGESTELLUNG	16
3. METHODIK	18
3.1. Allgemeine Methodik	18
3.1.1. Patientengut	18
3.1.2. DVT- und OPG-Aufnahmen	18
3.1.3. Auswertungssoftware	20
3.1.4. Asymmetrie-Index nach Habets	22
3.1.5. Asymmetrie Index nach Kjellberg	23
3.1.6. Modifizierter Asymmetrie Index	26
3.1.7. Statistische Auswertung	27
3.2. Spezielle Methodik	34
3.2.1. Intraindividuelle Vermessung im OPG	34
3.2.2. Intraindividuelle Vermessung im DVT	34
3.2.3. Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT	34
3.2.4. Asymmetrie Indizes nach Habets im OPG und DVT	34
3.2.5. Asymmetrie Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT	35
3.2.6. Asymmetrie mit den Asymmetrie Indizes nach Kjellberg	35
3.2.7. Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie-Index	36
3.2.8. Vergleich von vier verschiedenen Asymmetrie-Indizes im DVT	36
4. ERGEBNISSE	37
4.1. Intraindividuelle Vermessung im OPG	37

4.2. Intraindividuelle Vermessung im DVT	40
4.3. Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT	43
4.4. Asymmetrie Indizes nach Habets im OPG und DVT	46
4.5. Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT	50
4.6. Asymmetrie mit den Asymmetrie Indizes nach Kjellberg	53
4.7. Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie Index	55
4.8. Vergleich von vier Asymmetrie-Indizes im DVT	57
5. DISKUSSION	58
5.1. Diskussion der Methoden	58
5.1.1. <i>Asymmetrie-Index nach Habets</i>	58
5.1.2. <i>Asymmetrie-Index nach Kjellberg</i>	60
5.1.3. <i>Modifizierter Asymmetrie-Index</i>	63
5.2. Diskussion der Ergebnisse	64
5.2.1. <i>Intraindividuelle Vermessung im OPG</i>	64
5.2.2. <i>Intraindividuelle Vermessung im DVT</i>	66
5.2.3. <i>Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT</i>	67
5.2.4. <i>Asymmetrie-Indizes nach Habets im OPG und DVT</i>	68
5.2.5. <i>Asymmetrie Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT</i>	69
5.2.6. <i>Asymmetrie mit den Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg</i>	69
5.2.7. <i>Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie-Index</i>	70
5.2.8. <i>Vergleich von vier verschiedenen Asymmetrie-Indizes im DVT</i>	71
5.3 Schlussfolgerungen	72
6. LITERATURVERZEICHNIS	74
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	83
8. TABELLENVERZEICHNIS	83
9. FORMELVERZEICHNIS	84
10. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	85
11. EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	86
12. LEBENSLAUF	87
13. DANKSAGUNG	87

ABSTRAKT

Einleitung: Einer der wichtigen Aufgabenbereiche in der Funktionsdiagnostik ist die Bestimmung von Asymmetrien. Obwohl bereits in einer Vielzahl von Studien die Abbildungsfehler vom OPG untersucht und bestätigt wurden, werden funktionsdiagnostische Untersuchungen bis heute zum Großteil mit Hilfe von OPGs durchgeführt. Das Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand darin festzustellen, mit welchem radiologischen Verfahren (OPG oder DVT) Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes bestmöglich untersucht werden können. Zur Messung und Auswertung der Asymmetrien wurden die Asymmetrie-Indizes von Habets et al. und Kjellberg et al. sowie ein eigens entwickelter, modifizierter Asymmetrie-Index verwendet.

Methodik: Die Untersuchung erfolgte retrospektiv anhand der OPG und DVT Aufnahmen von 79 Patienten. Zunächst mussten die Messungen auf Reproduzierbarkeit überprüft werden. Dazu wurden die Aufnahmen von 30 Patienten dreimal im Abstand von je einer Woche vom gleichen Untersucher vermessen.

Während den Messungen zur Reproduzierbarkeitsermittlung konnte festgestellt werden, dass die genaue Lage einiger Punkte aufgrund von Überlagerungen nicht zu 100% identifiziert werden konnte. In diesem Rahmen haben sich neue Messstrecken und damit ein modifizierter Asymmetrie-Index entwickelt.

Da jeweils ein OPG und ein DVT von jedem Patienten vorhanden waren, wurden nun die Aufnahmen systematisch mit den Asymmetrie-Indizes nach Habets et al., Kjellberg et al. und dem modifizierten Asymmetrie-Index vermessen und anschließend miteinander verglichen.

Da OPG und DVT jedoch nicht im gleichen Maßstab vorlagen, mussten Ratios gebildet werden, um den Maßstab auszuschalten und so einen direkten Vergleich zu ermöglichen.

Es wurden sowohl die einzelnen Strecken als auch die Indizes von OPG und DVT miteinander verglichen. Außerdem wurden die im DVT ermittelten Asymmetrie-Indizes hinsichtlich ihrer Aussage miteinander verglichen. Die erhobenen Messdaten wurden in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und mittels Bland-Altman-Plots, Kreuztabellen, Cohens Kappa und dem GFK ausgewertet.

Ergebnisse: Sowohl im OPG als auch im DVT konnte die Reproduzierbarkeit der Messungen bestätigt werden (Reliabilitätskoeffizienten nach Houston von 88,19% bis 99,05%). Beim Vergleich der einzelnen Messstrecken von Kjellberg et al. wurden Abweichungen zwischen OPG und DVT von bis zu 39% festgestellt. Beim Vergleich der Asymmetrie-Indizes (Habets et al. Kjellberg et al., modifizierter Asymmetrie-Index) wurden Abweichungen zwischen OPG und DVT von bis zu 35 % festgestellt (höchste Abweichung von 35% bei Habets AICH, kleinste Abweichung von 9% beim ModAI). Innerhalb der DVT- sowie OPG-Messungen konnten sehr hohe Übereinstimmungen zwischen Kjellberg´s SI1 und SI2 festgestellt werden (Cohens Kappa Wert von 0,949). Der Vergleich aller Asymmetrie-Indizes innerhalb der DVT ergab mit einem GFK von 0,192 eine leichte Übereinstimmung.

Schlussfolgerung: Die Bestimmung von Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes ist im OPG nur unzureichend möglich. Um eine vollständige funktionsdiagnostische Untersuchung zu gewährleisten sollte eine DVT angefertigt werden. Die Untersuchung auf mögliche Asymmetrien sollte mit Hilfe einer DVT und den Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. und/oder dem modifizierten Asymmetrie-Index erfolgen.

ABSTRACT

Introduction: One of the important tasks of functional diagnostics is the determination of asymmetries. Although the imaging errors of an OPG have already been examined and approved in a variety of studies, functional diagnostic testing is up to the present day still being carried out with the help of OPG. The aim of this study was to determine which radiological procedure (OPG or CBCT) is most efficient to examine asymmetries in the region of the ascending ramus. In order to measure and evaluate the asymmetry, we used the asymmetry indices of Habets et al., Kjellberg et al. as well as a specially developed, modified asymmetry index.

Methods: The study was carried out retrospectively using the OPG and CBCT images of 79 patients. First of all the measurements had to be checked for reproducibility. Therefore the images of 30 patients were measured three times by the same examiner at intervals of one week.

During the measurements for the reproducibility check we found out, that the exact location of some landmarks could not be identified to 100% due to overlays. In this context, new landmarks and thus a modified asymmetry index were developed.

Since there was one OPG and one CBCT present for each patient, the recordings were systematically measured with the asymmetry indices by Habets et al., Kjellberg et al. and the aforementioned modified asymmetry index. Subsequently the recordings were compared with each other.

Since OPG and CBCT were not present on the same scale, ratios had to be set in order to neglect the scale. This way, a direct comparison was made possible.

Both, the individual sections as well as the indices of OPG and CBCT were compared. In addition, the asymmetry indices collected with the CBCT were compared in terms of their outcome.

The data collected was entered in an Excel spreadsheet, subsequently compared and finally evaluated by means of Bland -Altman plots, crosstabs, Cohen's kappa and the GFK.

Results: Both the OPG and CBCT confirmed the reproducibility of the measurements (reliability coefficient to Houston from 88.19 % to 99.05%).

When comparing the individual measurement sections of Kjellberg et al., deviations between OPG and CBCT up to 39% were observed. When comparing the asymmetry indices (Habets et al. Kjellberg et al., modified asymmetry index) deviations between OPG and CBCT up to 35% were observed (highest deviation of 35% at Habets AICH, the lowest deviation of 9% for the ModAI). Within the CBCT and OPG measurements a very high correlation was found between Kjellberg's SI1 and SI2 (Cohen's Kappa value of 0.949). The comparison of all asymmetry indices within the CBCT (with a GFK of 0.192) resulted in a low correlation.

Conclusion: The determination of asymmetries in the region of the ascending ramus with the help of OPG is insufficient.

In order to guarantee a thorough functional diagnostic examination a CBCT should be applied.

The examination of possible asymmetries should be carried out with the help of a CBCT and the asymmetry indices by Kjellberg et al. and/or the modified asymmetry index.

1. EINLEITUNG

Die zahnärztliche Funktionsdiagnostik stellt ein Fachgebiet der Zahnheilkunde dar. Durch die Entwicklung von bildgebenden Verfahren, elektronischen Registriermethoden und computerunterstützten Auswertungen, konnte die Zahnmedizin auf diesem Gebiet enorme Fortschritte verzeichnen (Hupfauf, 1989).

Der Begriff Funktionsdiagnostik leitet sich vom lateinischen Wort *functio* (Verrichtung, Geltung) und dem griechischen Wort *diagnōstikós* (zum Unterscheiden geschickt) ab. Die zahnärztliche Funktionsdiagnostik beschäftigt sich mit Diagnostiken im Bereich des stomathognathen Systems (Genius, 2011).

„Funktionsstörungen, der zum stomathognathen System gehörenden Gewebe, können zum Dysfunktions-Schmerzsyndrom führen“ (Fuhr et al. 1989).

Die Diagnostik von solch kranio-mandibulären Dysfunktionen (CMD) wird durch die klinische Funktionsanalyse, durch bildgebende Verfahren sowie durch die instrumentelle Funktionsanalyse vorgenommen (Ottl et al. 2005).

Bei der klinischen Funktionsdiagnostik wird neben dem extra- und intraoralen Muskelbefund die statische und dynamische Okklusion der Zähne beurteilt. Oft können hierdurch bereits Hinweise auf die Erkrankung bzw. Malfunktion gewonnen werden. Um die Diagnose jedoch zu vervollständigen, sind die paraklinischen Diagnostikverfahren in vielen Fällen unabdingbar (Lemm, 2002). Hierzu zählen die konventionellen Röntgenaufnahmen wie Einzelbilder, Bissflügelaufnahmen, Fernröntgen – Seitenbilder, Orthopantomogramme und seit 1998 die digitale Volumentomographie (DVT).

Durch die Entwicklung der DVT hat die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde eine wesentliche Erweiterung des diagnostischen Leistungsspektrums erfahren. Aufgrund der verschattungs- und überlagerungsfreien Darstellung ist die DVT dem konventionellen Röntgenverfahren deutlich überlegen (Papadopolous et al. 2005).

Ein Bereich der Funktionsdiagnostik beschäftigt sich mit der Bestimmung von Asymmetrien der aufsteigenden Unterkieferäste. Habets et al. und Kjellberg et al. schlugen hierzu unabhängig voneinander zwei Asymmetrie-Indizes vor (Habets et al. 1988), (Kjellberg et al. 1994). Zum Zeitpunkt dieser Untersuchungen war die DVT noch nicht eingeführt, so dass beide Untersuchungen mit und an OPGs durchgeführt wurden.

Obwohl die Validität hinsichtlich der Differentialdiagnostik von vertikalen Asymmetrien der Kondylen bzw. der aufsteigenden Unterkieferäste mit Panoramaschichtaufnahmen sehr niedrig ist (Türp et al. 1995), werden diesbezügliche funktionsdiagnostische Untersuchungen bis heute zum Großteil mit OPGs durchgeführt.

1.1. Anatomie des Unterkiefers

Beim Unterkiefer handelt es sich um einen frei beweglichen Knochen. Dieser setzt sich aus zwei ursprünglich getrennten, symmetrischen Knochenanlagen zusammen, welche kurz nach der Geburt zu einem einheitlichen Knochen verschmelzen (Samandari 1995). Er besteht aus dem hufeisenförmig gebogenen Unterkieferkörper, Corpus mandibulae, dessen hintere Enden beiderseits zum Unterkieferast, Ramus mandibulae, abgewinkelt sind. An der Stelle wo Corpus- und Ramus mandibulae ineinander übergehen, bildet sich der Kieferwinkel, Angulus mandibulae (Abb. 1). Dieser ist beim Neugeborenen noch gestreckt (etwa 140°), nimmt jedoch mit der Dentition auf ca. 120° ab. Im Greisenalter, nach dem Zahnausfall, wird der Kieferwinkel wieder größer.

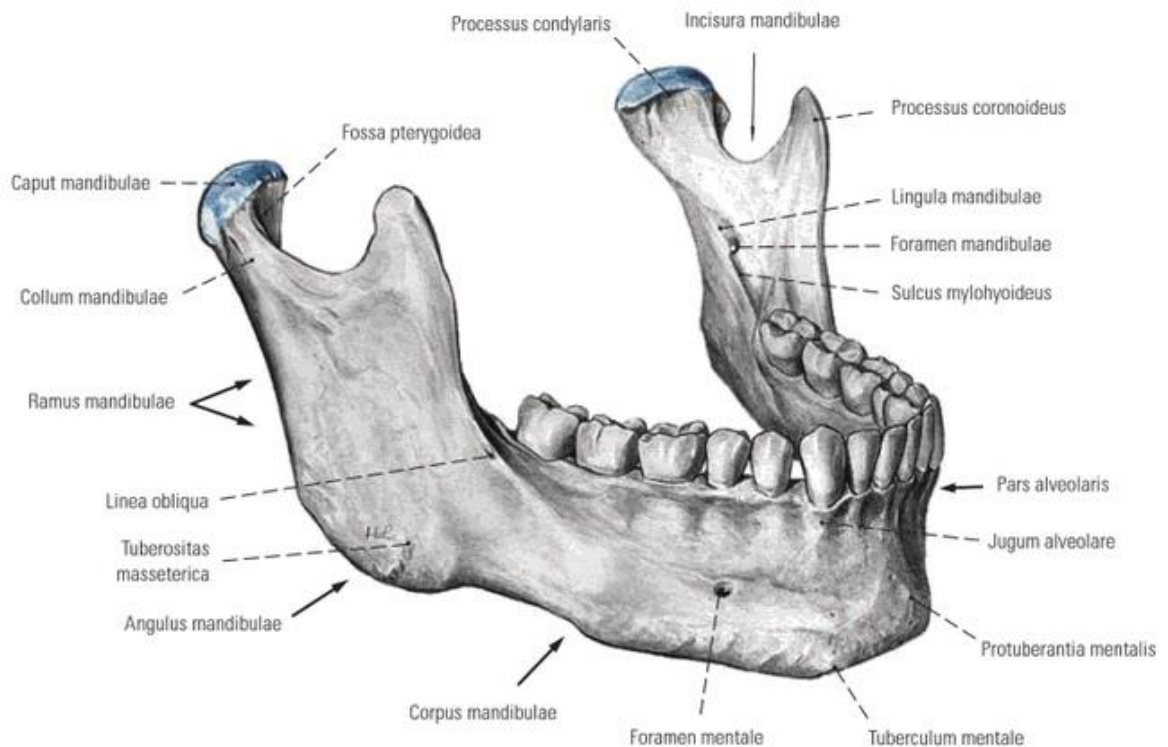


Abb.1: Schematische Darstellung des Unterkiefers. Ansicht von ventro-lateral
Übernommen von Waldeyer Anatomie 2002.

Ramus mandibulae

Der Unterkieferast bildet vorn oben eine Muskelapophyse, den Processus coronoideus, der dem M. temporalis zum Ansatz dient. Er wird durch einen tiefen Einschnitt, Incisura mandibulae vom Gelenkfortsatz, Processus condylaris, getrennt. Dieser trägt einen querovalen Kopf, Caput mandibulae, der durch einen kurzen Hals, Collum mandibulae, vom Unterkieferast abgesetzt ist.

Corpus mandibulae

Der hufeisenförmige Unterkieferkörper trägt den Alveolarfortsatz (Pars alveolaris), in welchem die Zähne verankert sind. Der massive Basalbogen verjüngt sich hierbei nach oben zum Alveolarbogen, der etwas kleiner und enger als der Körperbogen ist.

Weitere anatomische Strukturen sind den Abbildungen 1 und 2 zu entnehmen.

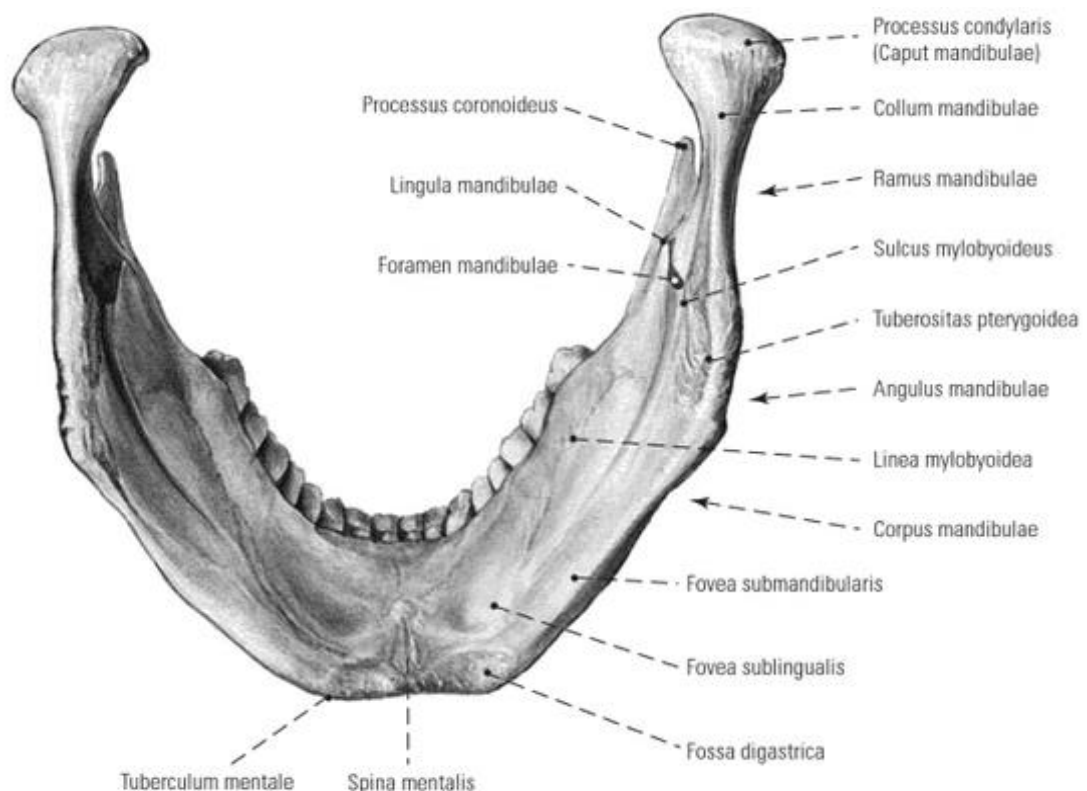


Abb. 2: Schematische Darstellung des Unterkiefers. Ansicht von dorso-kaudal
Übernommen von Waldeyer Anatomie 2002.

1.2. Craniomandibuläre Dysfunktionen(CMD) und Asymmetrie

Bei der Bezeichnung Craniomandibuläre Dysfunktionen (CMD), handelt es sich um einen Sammelbegriff, der eine Reihe klinischer Symptome umfasst, die von den Kaumuskeln, den Kiefergelenken und den assoziierten Strukturen ausgehen (de Leeuw, 2008). Der Begriff ist synonym mit der englischen Bezeichnung *Temporomandibular Disorders* (TMD) zu verwenden. Dieser ist zum Teil in neueren Publikationen durch die Bezeichnung *Temporomandibular Joint Diseases and Disorders* (TMJD) ersetzt. Im deutschen Sprachraum findet der gleichbedeutende Begriff Myoarthropathie, der 1970 von Schulte eingeführt wurde, auch noch teilweise Verwendung (Schulte, 1970).

CMD sind anerkannt als eine der Hauptursachen für nicht dentogen bezogenen Schmerz in der orofazialen Region. Sie werden den muskuloskelettalen Erkrankungen zugeordnet (Sherman et al. 2005).

Das wichtigste und häufigste Symptom ist Schmerz. Dieser geht meist von den Kiefergelenken und Kaumuskeln aus und wird durch Kauen oder andere Unterkieferaktivitäten verstärkt. Von den Patienten werden diese Beschwerden meistens als Kopf- Ohrenschmerzen und Gesichtsschmerz bezeichnet (de Leeuw, 2008).

Diese Schmerzen sind häufig von Begleiterscheinungen wie eingeschränkter Mundöffnung, Kiefergelenksgeräuschen und asymmetrischer Unterkieferlage geprägt (Habets et al. 1988), (Kjellberg et al. 1994), (Karic et al. 2013).

Für CMD gibt es verschiedene ätiologische Faktoren und Erscheinungsformen im stomatognathen System. Im Gegensatz zu früher, wo die Ursache für eine CMD ausschließlich auf Okklusionsstörungen zurückgeführt wurde, rückt heute die multifaktorielle Pathogenese immer mehr in den Vordergrund, wo Okklusionsstörungen, Asymmetrien, Arthrose, psychogene-, neurologische sowie orthopädische Ursachen als ätiologische Faktoren diskutiert werden (Stelzenmüller et al. 2004). Ververs et al. betonten jedoch in ihrer Untersuchung von 2004, dass es an methodisch hochwertigen Studien in Bezug auf die multifaktorielle Ätiologie mangelt (Ververs et al. 2004). Vier Hauptfaktoren bezüglich der Multikausalität sind in Abbildung 3 dargestellt. Die Prävalenz für CMD beträgt in Deutschland unter Erwachsenen etwa 10%.

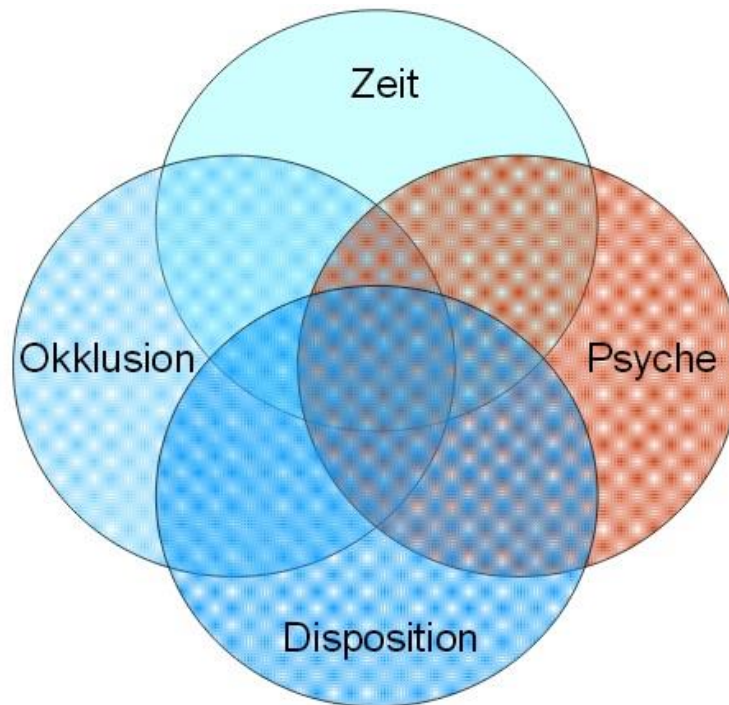


Abb. 3: Ursachen von CMD nach Lauritzen. Übernommen von Ahlers u. Jakstat 2001

Im Folgenden werden insbesondere Asymmetrien als ätiologischer Faktor diskutiert.

Da der Unterkiefer der einzige menschliche Knochen ist, der zwei sich synchron bewegende Gelenke hat, muss bei einer vorliegenden CMD die Symmetrie über eine Asymmetrie wiederhergestellt werden. Dies geschieht über eine Neupositionierung des Unterkiefers durch Veränderungen an der Okklusion oder durch Veränderungen im Bereich des Kiefergelenks. Skelettale Asymmetrien können jedoch auch connatalen Ursprungs sein.

Bereits 1988 zeigten Habets et al. in ihrer Studie, dass 67% aller Patienten mit craniomandibulären Dysfunktionen eine Asymmetrie im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes aufweisen (Habets et al. 1988).

Miller et al. stellten 1998 eine Proportionalität zwischen dem Ausmaß der Asymmetrie und den damit verbundenen Parafunktionen und CMD fest (Miller et al. 1998).

Weitere Studien zeigten zudem, dass kondyläre Asymmetrien bezüglich Höhe sowie posterior-anteriorer Ausdehnung bei Patienten mit CMD signifikant höher sind, als bei Patienten ohne CMD (Luz et al. 2002), (Saglam et al. 2004).

Meada et al. untersuchten 2006 wo Asymmetrien am häufigsten auftreten. Hierzu wurden 49 Patienten mit bekannten orofazialen Deformitäten vermessen. Das Ergebnis dieser Untersuchung zeigte, dass Asymmetrien am häufigsten im Bereich des Corpus und Ramus mandibulae auftreten - gefolgt von maxillären Asymmetrien (Maeda et al. 2006).

Aus einer Studie von Huang et al. geht zudem hervor, dass ein direkter Zusammenhang von CMD mit einer distalen Kondylusposition und vertikalen Asymmetrien besteht (Huang u. Zhang 2012).

Neueste Untersuchungen zeigen eine positive Korrelation zwischen der Mundöffnung und CMD (Karic et al. 2013). Außerdem werden unilaterale CMD mit posterior-anterioren Kondylus-Asymmetrien in Verbindung gebracht (Almășan et al. 2013).

1.3. Bildgebende Verfahren in der Funktionsdiagnostik

Die Anwendung bildgebender Verfahren kommt im Rahmen der zahnärztlichen Funktionsdiagnostik bei folgenden Indikationen in Betracht (Ahlers et al. 2003):

- kongenitale Defekte und postnatale Wachstumsstörungen
- schwere mandibuläre Asymmetrien
- Verdacht auf Mitbeteiligung des Kiefergelenks bei systemischen Erkrankungen (z. B. chronische Polyarthrit, psoriatische Polyarthrit)
- Verdacht auf traumatisch bedingte Veränderungen
- Verdacht auf Vorliegen eines Tumors im Kiefergelenk
- Schwellungen der Kiefergelenkregion
- Schmerzen und Palpationsempfindlichkeit des Kiefergelenks
- eingeschränkte Unterkiefermobilität
- anamnestic unklare Okklusionsstörungen (z. B. unilaterale Nonokklusion).

Folgende bildgebenden Verfahren werden heute in der Funktionsdiagnostik eingesetzt:

- Transkranielle Röntgentechnik
- Orthopantomogramm (OPG)
- Laterale Tomographie
- Computertomographie
- Arthrographie
- Dentale Volumentomographie (DVT)
- Magnetresonanztomographie
- Sonographie (Ultraschallverfahren)
- Arthroskopie (endoskopische Methoden)

Im Folgenden sollen die Verfahren der Orthopantomographie (OPG) sowie der dentalen Volumentomographie vorgestellt werden.

1.3.1. Orthopantomographie

Orthopantomogramme bzw. Panoramaschichtaufnahmen sind in der Zahnmedizin die grundlegende Röntgendiagnostik um eine umfassende Übersicht über den dento-maxillofazialen Komplex zu erhalten (Schulte, 1970), (Nitsch, 1979).

Bei der Orthopantomographie handelt es sich um eine zweidimensionale Schichtaufnahme. Während der Aufnahme werden störende, sich im Strahlengang befindliche Strukturen durch Verwischung eliminiert. Die Verwischung kommt durch die Bewegung von Röntgenröhre und Film zustande (Rahn, 1989).

Die erste Idee, Ober- und Unterkieferzähne zugleich auf einem Röntgenfilm abzubilden, entstand bereits in den dreißiger Jahren. Numata versuchte eine Aufnahmetechnik zu entwickeln, bei der ein intraoral platzierter Film mit Röntgenstrahlen belichtet wurde, deren Quelle sich um den Kopf des Patienten drehte (Numata, 1933), (Numata, 1934).



Abb. 4: Fotografie eines Orthopantomographen.

Darauf folgten viele Weiterentwicklungen bis schließlich Paatero 1954 das erste klinisch anwendbare Pantomographiegerät vorstellte (Paatero, 1954). Damit war es nach einigen Modifikationen möglich eine nahezu überlagerungsfreie Darstellung der Zähne sowie eine orthoradiale Darstellung der aufsteigenden Unterkieferäste mit den Kiefergelenken zu erzeugen (Windisch, 1997).

Das Verfahren nach Paatero war mit drei Drehpunktachsen ausgestattet, die während der Exposition senkrecht zum Zentralstrahl stehen. 1986 wurde im Rahmen von Versuchsreihen festgestellt, dass die Darstellung sich durch bewegte Drehpunktachsen deutlich verbessert (Patel et al. 1986). Dieses Verfahren wird als Orthopantomographie bezeichnet.

Die heute zum Einsatz kommenden Orthopantomographen (OPTG) verfügen über ein sich ständig bewegendes Rotationszentrum (Pseudofokus) (Hayakawa et al. 1993, Lecomber et al. 1993), so dass unendlich viele Rotationszentren entstehen. Außerdem konnte durch Weiterentwicklung der Generatoren, Einsatz von Verstärkerfolien, Optimierung des Bewegungsablaufs und der elektronischen Steuerung sowie weitgehender Digitalisierung eine deutliche Verbesserung der Bildqualität erreicht werden (Farrant, 1986), (Düker, 1992).

Vorteile der Orthopantomographie

- Umfassende vollständige zahnärztliche Untersuchung durch Panoramadarstellung des Kausystems mit Einschluss der Kiefergelenke und der Kieferhöhlen
- Erkennung von pathologischen Zusammenhängen und ihrer Auswirkungen auf das Kausystem
- Übersichtliche Dokumentation zur Behandlungsplanung und Behandlungskontrolle
- Senkung der Strahlenbelastung durch Anwendung einer rationellen Untersuchungsstrategie (Behfar, 2005)

Nachteile der Orthopantomographie

- Bei extremen Frontzahnstellungen der Klassen II und III kann die Ober- und Unterkieferfront nicht gleichzeitig optimal wiedergegeben werden.
- Der Abstand Fokus-Objekt zu Objekt-Film ist nicht überall gleich, woraus ein unterschiedlicher Vergrößerungsfaktor resultiert
- Exakte Messungen - insbesondere in horizontaler Richtung - sind nicht möglich (Türp et al. 1995)
- Außerhalb der Schicht befindliche Strukturen können andere Strukturen überlagern und pathologische Veränderungen vortäuschen
- Vertikale Strecken werden in der Panoramafilmaufnahme um 18-21% vergrößert dargestellt (Larheim et al. 1986, Xie et al. 1997, Behfar 2005)

1.3.2. Dentale Volumentomographie

Die DVT hat sich im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlungsplanung zum sinnvollsten bildgebenden Verfahren in der Kieferorthopädie mit der geringsten Strahlenbelastung - bezogen auf den Informationsgehalt - entwickelt (Cattaneo u. Melson 2008, Mah et al. 2010, Merret et al. 2010). Mit den zahlreichen Informationen aus dem 3D-Datensatz ist es möglich, den sinnvollsten Behandlungsplan für den individuellen Patienten zu erstellen.

Bei dem Digitalen Volumen-Tomographen handelt es sich um ein speziell für die Zahnmedizin und die Mund – Kiefer – Gesichtschirurgie entwickeltes Gerät, das einen Röntgenfächerstrahl (Cone Beam) erzeugt und daraus in einer primären Rekonstruktion Schichtbilder generiert (Koller 2007, Ziegler et al. 2002). Hierbei wird das stationäre Objekt durch eine einmalige Rotation von 360 Grad von einem kegelförmigen Strahlenbündel erfasst. Die von der Sender-Detektor-Einheit erfassten Daten werden anschließend durch approximativen Feldkamp Algorithmus mit einer systemeigenen Software zu einem dreidimensionalen Datensatz rekonstruiert (Xiao S, 2003).



Abb. 5: Fotografie des digitalen Volumetomographen „MESANTIS® line“

Die 1997 entwickelte Aufnahmetechnik findet heutzutage in verschiedenen zahnmedizinischen Bereichen Anwendung. Je nach Gerätetyp und Indikation lassen sich diverse effektive Strahlendosen und Auflösungen einstellen. Röntgenstromstärke, Spannung, Belichtungszeit und das gewählte Field of view (FOV) sind dafür wichtige Parameter. In der täglichen Praxis steht der diagnostische Nutzen der Strahlenbelastung gegenüber.

Die dentale Volumetomographie wurde bereits zahlreich zum Thema Strahlenbelastung untersucht und mit konventionellen Röntgenverfahren sowie der Computertomografie verglichen. Die Ergebnisse dieser Untersuchung variieren stark. Als Kernaussage lässt sich jedoch übereinstimmend festhalten,

dass die effektive Dosis einer DVT deutlich unter der einer CT, aber oberhalb von konventionellen Röntgenbildern liegt (Cohnen M, 2002) (Hirsch E, 2012) (Arai, 1999) (Hashimoto K, 2007) (Mozzo, 1998) (Möbes, 2000) (Schulze D, 2004) (Hashimoto K, 2006) (Hamada Y, 2005) (Kim TS, 2008) (Suomalainen A, 2009) (Grunheid T, 2012).

Verlässliche und aussagekräftige Ergebnisse sind jedoch nur mittels Studien möglich, die unter Beachtung der aktuellen Richtlinien der ICRP durchgeführt wurden. Die ICRP (International Commission on Radiological Protection) ist die internationale Strahlenschutzkommission, deren Ziel es ist durch Empfehlungen und Richtlinien die wissenschaftlichen Erkenntnisse im Strahlenschutz zum Nutzen der öffentlichen Gesundheit umzusetzen. Aktuell existieren Richtlinien aus den Jahren 1990, 2005 und 2007 (Clarke R, 2009).

Ludlow et al. haben unter Berücksichtigung dieser Richtlinien diverse Studien veröffentlicht, in denen die Strahlenbelastungen von DVT, CT sowie von konventionellen Röntgenbildern untersucht und miteinander verglichen wurden. 2003 wurden die effektiven Dosen eines New Tom 9000 DVT Geräts mit dem Orthophos Plus DS verglichen. Das Ergebnis zeigte, dass die effektive Dosis der DVT-Aufnahme mit 36,3 μ Sv knapp sechsfach höher lag als die der Panoramaschichtaufnahme mit 6,2 μ Sv (Ludlow JB, 2003). 2006 wurden drei verschiedene DVT Geräte mit dem Orthophos Plus DS verglichen. Das Resultat dieser Studie zeigte, dass die Aufnahmen von NewTom3G, i-CAT und CB Mercury eine 4-42-mal höhere effektive Dosis als die Panoramaschichtaufnahmen aufwiesen (geringste effektive DVT-Dosis bei NewTom3G mit 45 μ Sv-59 μ Sv) (Ludlow JB, 2006). 2008 konnten Ludlow und Ivanovic mit einer weiteren Studie feststellen, dass je nach Größe des FOV die effektive Dosis einer CT 1,5 - 12,3-fach höher lag als bei einer DVT (Ludlow JB, 2008).

Die Ergebnisse all dieser Studien zeigen eine kontinuierliche Abnahme der effektiven Dosis einer DVT. Dennoch lagen die effektiven Dosen einer DVT bis zu diesem Zeitpunkt über denen von konventionellen Röntgenaufnahmen, ungeachtet dessen, dass der Informationsgehalt einer DVT deutlich über dem einer konventionellen Röntgenaufnahme liegt.

Aufgrund dieser Tatsachen führte die Industrie im Jahr 2010 sogenannte Low-dose-Protokolle ein. Mit diesen alternativen Scan-Protokollen ist es möglich die effektive Dosis einer DVT deutlich zu senken (Qu XM, 2010). Ludlow et al.

untersuchten diese neuen Features in einer aktuellen Studie von 2013 bei Erwachsenen und Kindern. Dabei konnten Sie feststellen, dass die effektive Dosis einer DVT mit QuickScan+ Protokollen bei einem Erwachsenen auf $11\mu\text{Sv}$ und bei einem Kind auf $18\mu\text{Sv}$ (FOV $13\times 16\text{cm}$) gesenkt werden kann. (Ludlow JB, 2013).

1.3.3. Vergleich OPG – DVT

Bei über 90 % der Kiefergelenkpatienten tragen Panoramaschichtaufnahmen nicht zur klinischen Differentialdiagnostik bei (Winocur et al. 2010) und stellen eine unzuverlässige Methode zur Beurteilung knöcherner Veränderungen am Kondylus dar (Mawani et al. 2005, Schmitter et al. 2006, Petersson 2010). Selbst mit speziellen Kiefergelenkprojektionen ergibt die Kiefergelenkdarstellung in Panoramaschichtaufnahmegeräten bis zu 45% falsche Befunde (Honey et al. 2007). Das hängt unter anderem mit den Verzerrungs- und Vergrößerungseffekten zusammen und ist auf die folgenden Phänomene zurückzuführen:

- Der Zentralstrahl verläuft nicht parallel zur Längsachse der Kondylen, was zu einer schrägen Abbildung von anteromedial führt
- Die Kondylen liegen bei Erwachsenen i.d.R. außerhalb der auf die Zahnreihe optimierte Schichtebene und erscheinen deshalb unscharf
- Das Kiefergelenk wird mit einem Vergrößerungsfaktor und variabler Projektion abgebildet
- Die Verzerrungseffekte sind umso größer, je ungenauer man den Patienten im Gerät positioniert (Kaplan et al. 1991)

Im Gegensatz zu den konventionellen Röntgenverfahren sind dentale Volumentomographen dazu in der Lage, Objekte verzerrungs- und überlagerungsfrei darzustellen. Diese Überlegenheit spiegelt sich auch in der Darstellung knöcherner Veränderungen in der Kiefergelenkregion wieder, bei der tomographische Röntgenverfahren grundsätzlich zielführend sind (Lewis et al. 2008, Barghan et al. 2010). Im Hinblick auf quantitative Auswertungen zeigen DVTs sehr gute Übereinstimmungen mit tatsächlichen Messungen an makroskopisch-anatomischen Präparaten (Honda et al. 2006, Hilgers et al. 2005). Darüber hinaus sind DVTs zur Diffe-

rentialdiagnostik von Lageveränderungen der Kondylen und zur Diagnostik von Asymmetrien geeignet (Wang et al. 2007, Huntjens et al. 2008).

2. FRAGESTELLUNG

Kraniomandibuläre Dysfunktionen (CMD) haben in der Bevölkerung heutzutage eine Prävalenz von ca. 8-16%. Die Betroffenen leiden unter Symptomen wie z.B. Kopfschmerzen, Knackgeräuschen des Kiefergelenkes, Schmerzen beim Kauen, Mundöffnungs- sowie Schließbeschwerden. Als eines der vielen Ursachen für CMD werden Asymmetrien als ätiologischer Faktor diskutiert. Die Diagnostik von (CMD) wird durch die klinische Funktionsanalyse, durch bildgebende Verfahren sowie durch die instrumentelle Funktionsanalyse vorgenommen. Obwohl bereits in einer Vielzahl von Studien die Abbildungsfehler von Orthopantomogrammen (OPG) untersucht und bestätigt wurden, werden funktiondiagnostische Untersuchungen bis heute zum Großteil mit Hilfe von OPGs durchgeführt. Die digitale Volumentomographie(DVT) hingegen ist dazu in der Lage Objekte verschattungs- und überlagerungsfrei darzustellen.

Aufgrund dieser Kenntnisse soll in der vorliegenden Untersuchung die Reliabilität und Reproduzierbarkeit von Vermessungen der aufsteigenden Unterkieferäste zwischen DVT und OPG untersucht und verglichen werden. Es wird davon ausgegangen, dass Vermessungen am DVT zuverlässiger sind und sie dementsprechend eine höhere Reliabilität sowie Reproduzierbarkeit als Vermessungen am OPG aufweisen. Von besonderem Interesse sind dabei die einzelnen Strecken sowie die Asymmetrie-Indizes, die von Habets et al. und von Kjellberg et al. vorgeschlagen wurden.

Die Studie untersucht einerseits, in wie weit die Verhältnisse von Strecken zwischen den Messmethoden im DVT und OPG reproduziert werden können und andererseits, wie hoch die Übereinstimmung der Asymmetrie-Indizes ausfällt.

Wir erhoffen uns, dass aus den Ergebnissen dieser Arbeit Empfehlungen für den Zahnarzt ableitbar sind.

Folgende Hypothesen sollten mit dieser Arbeit überprüft werden:

1. Wiederholte intraindividuelle Messungen an den aufsteigenden Unterkieferästen im Orthopantomogramm (OPG) führen nicht zu klinisch signifikant unterschiedlichen Ergebnissen.
2. Wiederholte intraindividuelle Messungen an den aufsteigenden Unterkieferästen im DVT führen nicht zu klinisch signifikant unterschiedlichen Ergebnissen.
3. Bei den Vermessungen der Strecken CH, MH und RH nach Kjellberg ergeben sich klinisch signifikant unterschiedliche Ergebnisse zwischen OPG und DVT.
4. Mit den Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. ergeben sich bei der Vermessung der aufsteigenden Unterkieferäste klinisch signifikante Unterschiede zwischen OPG und DVT.
5. Mit den Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. ergeben sich bei der Vermessung der aufsteigenden Unterkieferäste klinisch signifikante Unterschiede zwischen OPG und DVT.
6. Die Anwendung beider Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. führt sowohl im OPG als auch im DVT zu identischen Ergebnissen hinsichtlich des Ausmaßes der Asymmetrie.
7. Mit einem modifizierten Asymmetrie-Index ergeben sich bei den Vermessungen der aufsteigenden Unterkieferäste im OPG und DVT klinisch signifikante Unterschiede.
8. Die Anwendung vier verschiedener Asymmetrie-Indizes führt bei Vermessungen der aufsteigenden Unterkieferäste im DVT zu identischen Aussagen hinsichtlich des Ausmaßes der jeweiligen Asymmetrie.

3. METHODIK

3.1. Allgemeine Methodik

3.1.1. Patientengut

Zur Überprüfung der Fragestellungen wurden Messungen an anonymisierten OPG und DVT Datensätzen von 79 Patienten durchgeführt und statistisch ausgewertet. Das Alter der 79 Patienten lag zwischen 11 und 72 Jahren und betrug im Mittel 35,6 Jahre (Tab.1).

Tab.1: Darstellung der Geschlechts- und Altersverteilung der untersuchten Patienten

	Anzahl (n)	Alter	Mittelwert	SD
Männlich	29	12 bis 59	36,55	17,75
Weiblich	50	11 bis 72	35,02	15,16
Gesamt	79	11 bis 72	35,6	15,94

Abkürzungen: SD= Standardabweichung

Die Röntgenaufnahmen der 49 weiblichen und 30 männlichen Patienten wurden bereits im Vorfeld dieser Arbeit angefertigt. Ein abgeschlossenes skelettales Wachstum (weibliche Patienten mit 17 Jahren und männliche Patienten mit 19 Jahren) (Schopf, 2000) wurde nicht vorausgesetzt, da Asymmetrien bereits vor dem Abschluss des skelettalen Wachstums auftreten können (Pizolato et al. 2013).

3.1.2. DVT- und OPG-Aufnahmen

Um die OPG und DVT Aufnahmen miteinander vergleichen zu können, mussten beide Aufnahmen vom gleichen Patienten vorliegen.

Die DVT Datensätze stammen aus dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden). Die OPG's wurden von verschiedenen Zahnarztpraxen zur Verfügung gestellt.

Für jede DVT-/OPG Aufnahme bestand entweder vor oder während einer zahn-

ärztlichen Behandlung eine rechtfertigende Indikation zur Anfertigung nach der S1-Leitlinie der DGZMK von 04/2009. Die jeweils individuelle rechtfertigende Indikation (Röntgenverordnung §23) wurde von einem/r fachkundigen Zahnarzt/ärztin gestellt.

Alle DVT-Aufnahmen wurden einheitlich im dentalradiologischen Institut Mesantis® mit dem DVT-Gerät „i-CAT classic“ (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA) oder der Sonderedition MESANTIS® *line* (Imaging Sciences International, Inc., Hatfield, USA) angefertigt.

Die genaueren technischen Angaben sind in Tabelle 2 dargestellt.

Tab.2: Darstellung von technischen Angaben der verwendeten DVT-Geräte

	iCAT classic	MESANTIS® line
Bilddetektor	Flachfeld, amorphes Silizium (ablesbarer Bereich) 23,8 cm x 19,2 cm (B x H)	Flachfeld, amorphes Silizium (erfassbarer Bereich) 23,8 cm x 19,2 cm (B x H)
Voxelgröße	0,3 mm oder 0,25	0,3 mm oder 0,25
Graustufen	12 Bit	14 Bit
Bilderfassung	Einzelrotation um 360° (max.)	Einzelrotation um 360° (max.)
Bilderfassungsdauer	20 oder 10 Sekunden	26,9 oder 8,9 Sekunden
Sichtfeld (Field of View)	16 cm x 13 cm (D x H)	16,50 cm x 13,50 cm (D x H)
Röntgenröhrenspannung	120 kV	120 kV
Stromstärke	3-8 mA	3-7 mA

Abkürzungen: D=Durchmesser, H=Höhe, B=Breite, kV=Kilovolt, mA=Milliampere

Bei diesen Geräten handelt es sich um Kegelstrahl-Volumentomographie- und Panorama-Röntgengeräte für den Einsatz in der Dentalradiologie im Kopf- und Halsbereich. Sämtliche Patienten wurden vertikal nach der Okklusionsebene im DVT-Gerät ausgerichtet. Die sagittale Orientierung richtete sich nach der Erfassung der Nasenspitze und der Referenzpunkte „Porion rechts und links“. Die Daten, die zur 3D Analyse erfasst wurden, wurden von beiden DVT-Geräten durch die systemeigene Software zu einem dreidimensionalen Datensatz rekonstruiert. Anschließend wurden die Scandaten in das DICOM-Format(Digital Imaging and Communications in Medicine) konvertiert. DICOM ist ein Industriestandard für digitale Bilder im Medizinbereich und dient dem Austausch digitaler Bilder zwischen medizinischen Bilddarstellungssystemen.

Die OPG-Aufnahmen entstammen aus verschiedenen Praxen. Dementsprechend wurden sie wahrscheinlich mit unterschiedlichen Geräten erzeugt.

3.1.3. Auswertungssoftware

Die Vermessung und Auswertung der Röntgenaufnahmen erfolgte in dem 3D-Röntgeninstitut Mesantis[®] Berlin.

Für die Auswertung der DVT-Aufnahmen wurde die volumetrische Bildgebungssoftware für Zahnärzte, InVivo5.0[®], verwendet. Aus dem DICOM Datensatz werden mittels dieser Software dreidimensionale Grafiken generiert. Um Strecken zu vermessen, ist es außerdem möglich zweidimensionale Schnittebenen zu erstellen. Eine dieser Schnittebenen ist das generierte OPG (Abb. 6). Dieses aus dem 3D-Datensatz generierte OPG wurde nun einheitlich mit dem herkömmlichen OPG verglichen. Hierzu wurden beide Aufnahmen in der Diagnostik-Software fr-win[®] aufgerufen und analog zu den Beschreibungen in Kapitel 3.1.4., 3.1.5. und 3.1.6. vermessen und ausgewertet.

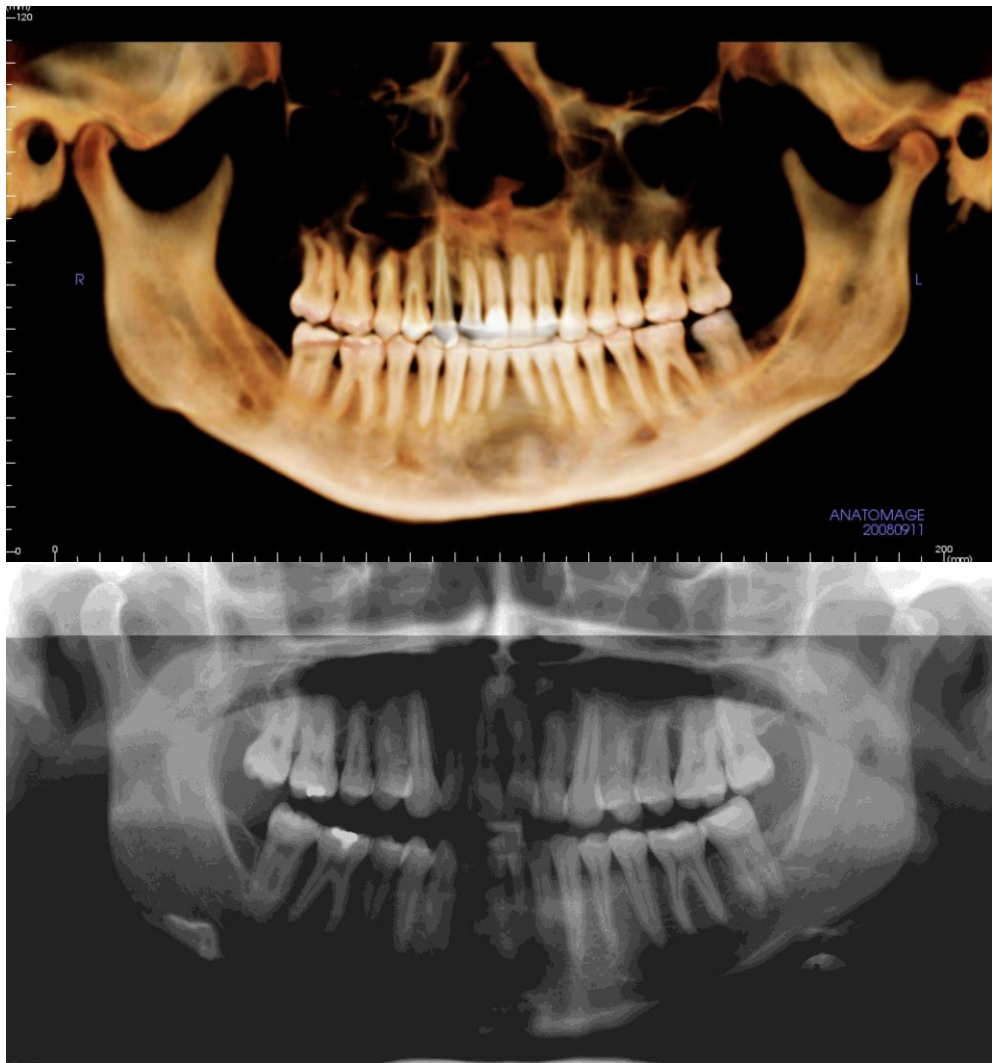


Abb. 6: oben: aus dem 3D-DVT-Datensatz generiertes OPG, unten: herkömmliches OPG vom gleichen Patienten.

3.1.4. Asymmetrie-Index nach Habets

1988 veröffentlichten HABETS et al. eine Studie zu Asymmetrien. In dieser wurde ein Asymmetrie-Index vorgestellt, mit dem es möglich sein sollte Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Unterkieferäste festzustellen.

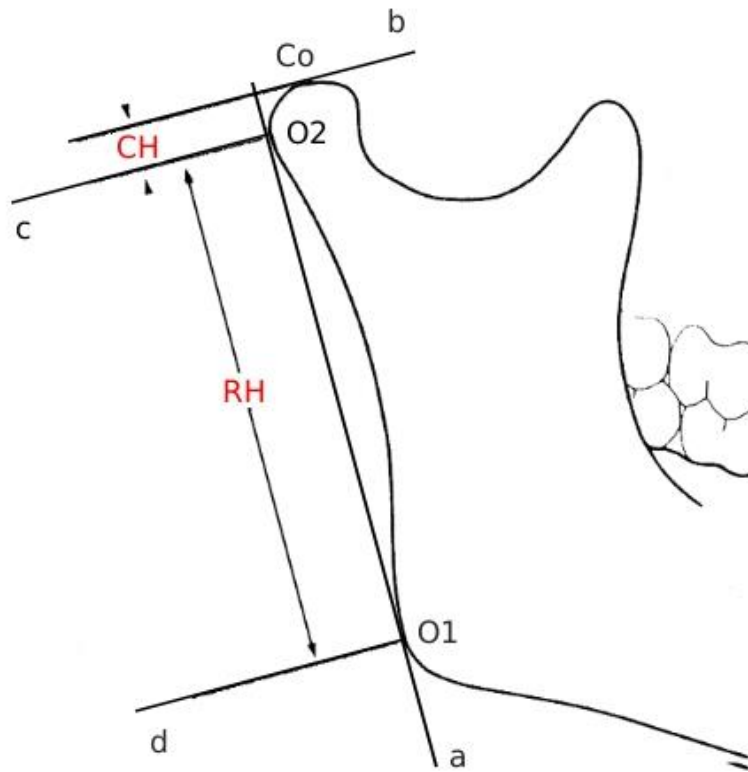


Abb. 7: Schematische Darstellung eines Unterkieferastes zur Bestimmung der Asymmetrie-Indizes nach Habets.

Zur Bestimmung des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al. (1988) wurde in den Röntgenaufnahmen der aufsteigende Unterkieferast dargestellt. Am Hinterrand des aufsteigenden Astes wurden zwei Hilfspunkte (O1 und O2) festgelegt (Abb. 7). O1 markiert den hintersten Punkt des Kieferwinkels und O2 markiert den hintersten Punkt des Kieferköpfchens. Anschließend wird eine Tangente (a) an diese beiden Punkte angelegt. Nun werden im rechten Winkel zur Tangente (a) drei Hilfslinien eingezeichnet. Die erste (b) tangiert den Punkt Co, welcher den höchsten Punkt am Kondylus markiert. Zwei weitere Hilfslinien verlaufen durch die Punkte O2 (c) und O1 (d). Die Strecke zwischen den Hilfslinien (b) und (c) ist mit CH (Kondylushöhe) gekennzeichnet. Die Strecke RH verläuft zwischen den Hilfslinien (c) und (d). Beide Strecken – CH und RH – sind in Abb. 2 rot gekennzeichnet und werden parallel zur Tangente (a) gemessen.

Folgende Formel wurde für die Errechnung des Asymmetrie-Indexes verwendet:

$$\text{Asymmetrie Index (AI)} = \left[\frac{(\text{Right CH} - \text{Left CH})}{(\text{Right CH} + \text{Left CH})} \right] * 100$$

Formel 1: Formel zur Errechnung des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al.

„Right CH“ steht hier für die rechte Kondylushöhe und „Left CH“ für die linke.

Ein Beispiel soll den Asymmetrie-Index von Habets et al. verdeutlichen.

(Einheiten sollen hier nicht berücksichtigt werden)

CH rechts = 4,3

CH links = 5,1

So ergibt sich nach der Formel von Habets:

$$\text{AICH} = \frac{4,3 - 5,1}{4,3 + 5,1} * 100 = -8,51$$

Das Ergebnis für dieses Beispiel ist -8,51%. Das negative Vorzeichen zeigt, dass CH links größer als CH rechts ist.

Analog ist die gleiche Rechnung auch für die Ramushöhe (RH) anzuwenden.

Habets hatte in seiner Studie von 1988 evaluiert, dass jeder Wert oberhalb von 3% für eine Asymmetrie spricht. Demnach ist dieses Beispiel als asymmetrisch einzustufen.

3.1.5. *Asymmetrie Index nach Kjellberg*

1994 haben Kjellberg et al. eine Studie veröffentlicht, in der erstmals ein neuer Asymmetrie-Index zur Ermittlung von Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Unterkieferäste verwendet wurde.

Hierbei werden noch zusätzlich zur Kondylushöhe(CH) die Strecken RH(Ramushöhe) oder MH(Mandibulahöhe) in die Formel des Index mit einbezogen.

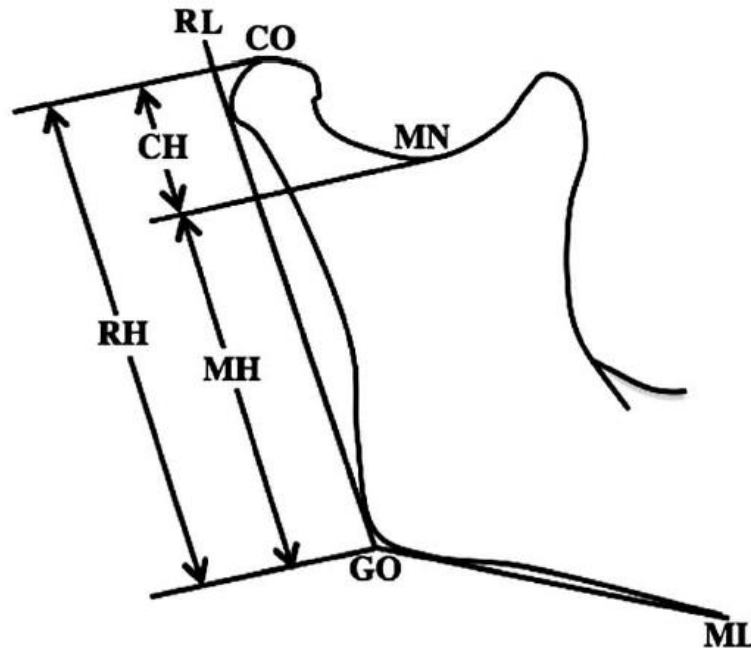


Abb. 8: Schematische Darstellung des aufsteigenden Unterkieferastes zur Bestimmung der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg. Übernommen von (Iturriaga, 2012).

Zur Bestimmung des Asymmetrie-Indexes nach Kjellberg et al. (1994) wurde in den Röntgenaufnahmen der aufsteigende Unterkieferast dargestellt.

Zunächst wird eine Tangente an die äußersten Punkte des Hinterrandes von Caput- und Angulus mandibulae angelegt (RL). Als nächstes wird eine Tangente an der Unterkiefer-Basis eingezeichnet (ML). Der Schnittpunkt von RL und ML ergibt den Kieferwinkel und wird hier mit (GO) gekennzeichnet. Nun werden im rechten Winkel zur Tangente RL drei Parallelen eingezeichnet. Die erste tangiert den kranialsten Punkt des Kondylus (CO). Die zweite verläuft durch den kaudalsten Punkt der Incisura mandibulae (MN). Die dritte verläuft durch den anfangs konstruierten Punkt GO.

Dadurch ergeben sich die eingezeichneten Strecken CH(Kondylushöhe), RH (Ramushöhe) und MH (Mandibulahöhe).

Dieses stellt sich in den Formeln zur Bestimmung der Asymmetrie-Indizes von Kjellberg wie folgt dar:

$$SI_1 = \left[\frac{\left(\frac{CH}{RH} \right)_{\text{minor}}}{\left(\frac{CH}{RH} \right)_{\text{major}}} \right] \quad SI_2 = \left[\frac{\left(\frac{CH}{MH} \right)_{\text{minor}}}{\left(\frac{CH}{MH} \right)_{\text{major}}} \right]$$

Formel 2: Formeln zur Errechnung der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg

Kjellberg et al. entwickelten zwei voneinander unabhängige Asymmetrie Indizes. Bei SI1 werden CH und RH ins Verhältnis gesetzt und bei SI2 CH und MH.

Ein Beispiel soll die Errechnung des Asymmetrie-Indexes von Kjellberg et al. verdeutlichen:

(Einheiten sollen hier nicht berücksichtigt werden)

CH rechts = 6,7

RH rechts= 27,8

CH links = 6,6

RH links = 28,4

$$SI_1 = \frac{\left(\frac{6,6}{28,4} \right)}{\left(\frac{6,7}{27,8} \right)} = 0,96$$

Bei der Berechnung nach Kjellberg et al. sollte beachtet werden, dass der kleinere Quotient im Zähler zu stehen hat.

Bei diesem Beispiel ergibt sich ein Wert von 0,96 oder auch 96%. Kjellberg et al. evaluierten, dass ein Wert von 93% und höher bei der Verwendung von SI1 für eine Symmetrie spricht. Bei SI2 ist für eine symmetrische Einstufung ein Wert von mindestens 90% zu erzielen.

3.1.6. Modifizierter Asymmetrie Index

Während den Messungen konnte beobachtet werden, dass bestimmte Punkte nicht verlässlich reproduziert werden können. In diesem Zusammenhang hat sich eine modifizierte Messung entwickelt.

Bei dem modifizierten Asymmetrie Index handelt es sich streng genommen um einen einfachen Quotienten bzw. einem Streckenvergleich. Hierbei wird eine fest definierte Strecke des rechten aufsteigenden Unterkieferastes mit der gleichen Strecke auf der Seite des linken aufsteigenden Unterkieferastes verglichen.

Folgendes Schema soll zur Veranschaulichung dienen:

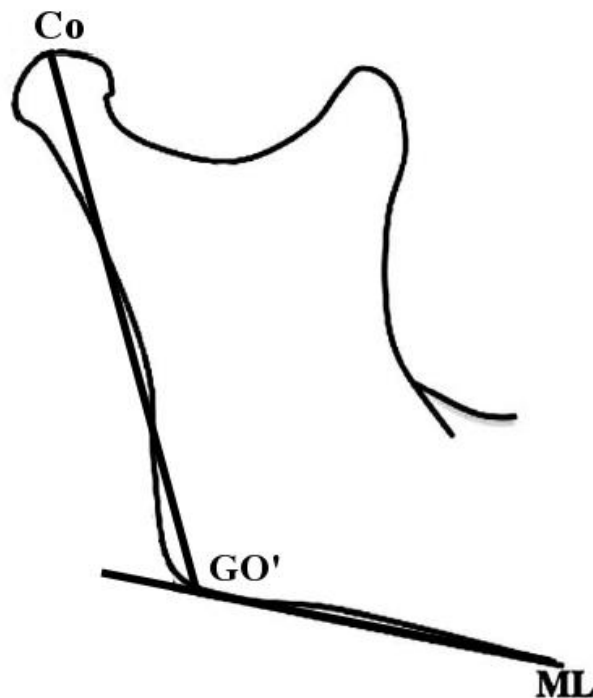


Abb. 9: Schematische Darstellung des aufsteigenden Unterkieferastes zur Bestimmung des modifizierten Asymmetrie-Indexes. Übernommen von (Iturriaga, 2012), modifiziert.

Zur Bestimmung des modifizierten Asymmetrie-Indexes wurden die aufsteigenden Unterkieferäste in den Röntgenaufnahmen dargestellt. Zunächst wird eine Tangente an der Unterkiefer-Basis angelegt (ML). Der äußerste Tangentenpunkt von ML ist hier mit GO' gekennzeichnet. Ausgehend von diesem konstruierten Punkt wird nun eine Strecke zum kranialsten Punkt des Condylus (hier mit Co gekennzeichnet).

zeichnet) eingezeichnet. Diese Strecke wird nun mit der der rechten Seite ins Verhältnis gesetzt.

Ein Beispiel soll zur Verdeutlichung dienen:
(Einheiten sollen hier nicht berücksichtigt werden)

Strecke GO'- Co links = 24,2

Strecke GO'- Co rechts = 26,8

Mit der Formel

$$\mathbf{ModAI} = \frac{(\mathbf{Strecke\ GO' - Co})}{(\mathbf{Strecke\ GO' - Co})}$$

Formel 3: Formel zur Errechnung des modifizierten Asymmetrie-Indexes

ergibt sich für dieses Beispiel

$$\mathbf{ModAI} = \frac{\mathbf{26,8}}{\mathbf{24,2}} = \mathbf{1,107}$$

Zur konkreten Asymmetrie Einstufung wurde im Vorfeld eine Toleranzgrenze von 2,5% evaluiert. Als symmetrisch wurden somit diejenigen Patienten eingestuft, die einen Quotienten zwischen 0,975 und 1,025 haben, wobei ein Wert von 1 für eine perfekte Symmetrie steht.

Unser Beispiel mit dem Wert von 1,107 würde dementsprechend als asymmetrisch eingestuft werden.

3.1.7. *Statistische Auswertung*

Die Statistik wurde mit IBM SPSS Statistics Version 21 und Microsoft Excel erstellt. Zur Überprüfung der ersten beiden Fragestellungen(2.1 und 2.2), die sich mit der Reproduzierbarkeit der Vermessung von OPG und DVT befassen, wurden durch denselben Untersucher insgesamt 3 Vergleichsmessungen innerhalb von drei Wochen durchgeführt. Um eine hohe Reproduzierbarkeit zu belegen, sollten

die Differenzen zwischen den Messungen möglichst gering sein. Im ersten Teil der Untersuchung wurde somit die Intra-Rater Reliabilität untersucht. Dabei beziehen sich die Differenzen der einzelnen Strecken auf die Einheit Millimeter(mm). Die Differenzen der Asymmetrie-Indizes werden hingegen in Prozentpunkten angegeben. Dieses Untersuchungsschema wurde jeweils mit der DVT und dem OPG durchgeführt.

Zur Quantifizierung der Reproduzierbarkeit bzw. der Reliabilität der Messungen(Fragestellung 2.1. und 2.2.) wurde der Methodenfehler nach Dahlberg berechnet (Dahlberg, 1940). Im Vorfeld wurde ein Toleranzbereich für Abweichungen festgelegt, bei welchem keine klinische Relevanz besteht. Der Methodenfehler nach Dahlberg wurde ursprünglich nur für zwei Messungen konstruiert. Mueller und Martorell (S. Mueller u. Martorell 1988) generalisierten die Formel für k Messungen, wobei im vorliegenden Fall $k=3$ beträgt. Der Methodenfehler bezeichnet die Standardabweichung des Fehlers und sollte daher möglichst gering sein.

Zur weiteren Veranschaulichung wurde anschließend der Reliabilitätskoeffizient nach Houston (Houston, 1983) berechnet. Er relativiert die Varianz des Fehlers an der Varianz der Gesamtmessungen, indem der Quotient aus beiden Größen gebildet wird. Dieser wird dann von 1 (dem Idealwert für den Reliabilitätskoeffizienten) abgezogen und in Prozent angegeben. Werte von über 97% belegen eine sehr gute Reproduzierbarkeit.

Aufgrund der Tatsache, dass das vorliegende Bildmaterial teilweise in unterschiedlichen Maßstäben vorlag, war es nicht möglich, einzelne Strecken in absoluten Werten zu vergleichen. Stattdessen wurden zur Überprüfung der Fragestellung 2.3. Quotienten gebildet, die die Strecken der rechten und linken Seite ins Verhältnis setzen. Da Quotienten skaleninvariant sind, hat der zugrunde liegende Maßstab keinen Einfluss mehr auf das Verhältnis und kann somit untersucht werden.

Zu statistischen Auswertung dieser Fragestellung wurde das Verfahren nach Bland und Altman (S. Bland u. Altman 1986) (S. Bland u. Altman 1999) herangezogen. Dieses Verfahren visualisiert die wichtigen statistischen Kennwerte und liefert die Grundlage für eine klinische Bewertung der Ergebnisse. Es sei darauf hingewiesen, dass es sich nicht um ein klassisches inferenzstatistisches Verfahren handelt, da die klinische Bewertung immer durch den Untersucher erfolgen muss und vom jeweiligen Kontext abhängt. Beispielsweise möge das Verfahren

zeigen, dass eine neue Messmethode ca. 0,5 mm von der Referenzmethode abweicht. Für eine Maschine, die Autoteile anfertigt ist diese Abweichung eventuell irrelevant, sie kann problemlos eingesetzt werden. Liegt aber eine solche Abweichung bei einem neuen Laser vor, der für Augenoperationen eingesetzt wird, kann sie keinesfalls toleriert werden.

Bland-Altman-Plots tragen den Mittelwert zweier Messungen auf der Abszisse ab. Auf der Ordinate werden die Differenzen zwischen den Messungen abgetragen. Da es sich bei der vorliegenden Untersuchung vor allem um Quotienten handelt, muss die Methode modifiziert werden, da sie sonst zu falschen Ergebnissen führen würde. Stattdessen wurde für die Untersuchung der Fragestellungen 2.3. und 2.7. das geometrische Mittel beider Messungen (DVT und OPG) berechnet und auf der Abszisse abgetragen. Die Unterschiedlichkeit (oder Variabilität) beider Messungen wurde durch einen weiteren Quotienten ermittelt, welcher die Quotienten von DVT und OPG ins Verhältnis setzt. Die folgende Formel zeigt die Berechnung:

(Quotient ist hier gleich Ratio)

Ratio Kjellberg CH (DVT-OPG) = (CH rechts DVT/CH links DVT)/(CH rechts OPG/CH links OPG)

Eine perfekte Übereinstimmung läge vor, wenn die Ratio den Wert 1 ergibt, also Zähler (Ratio DVT) und Nenner (Ratio OPG) gleichgroß sind. Ist die Ratio des DVT größer als die des OPG ergibt sich ein Wert >1 , ist die Ratio des DVT kleiner als das des OPG entsprechend <1 .

Des Weiteren ist zu berücksichtigen, dass diese Werte nur vergleichbar sind, wenn sie logarithmiert dargestellt werden. Hierzu ein kleines Beispiel zum besseren Verständnis:

Nehmen wir an, eine Ratio ergäbe den Wert 0,5 und im anderen Fall 1,5. Die Differenz zum perfekten Wert 1 beträgt jeweils 0,5 – man könnte also schlussfolgern, dass der Abstand zum Referenzwert gleich groß ist. Als Rohwerte seien im ersten Fall 20 und 40 eingegangen, ergibt also eine Ratio von $20/40=0,5$. Im zweiten Fall mögen die Rohwerte 30 und 20 betragen, wir erhalten eine Ratio von $30/20=1,5$. Es fällt auf, dass der zweite Fall deutlich näher am perfekten Wert von 1 liegt, es besteht also ein Unterschied zwischen den Ratios. Wenn der zweite Fall statt den Rohwerten 30 und 20 mit den Rohwerten 40 und 20 berechnet wird, ergibt sich

eine Ratio von $40/20=2$. Wir haben hier also den ersten Fall vorliegen, in dem Zähler und Nenner vertauscht sind. Beide liegen nun gleich weit weg vom perfekten Wert 1. Um dieser Problematik gerecht zu werden, muss die Skala (in diesem Fall die Ordinate) logarithmiert werden. Nun sind die Abstände korrekt zu interpretieren.

Der Bland-Altman-Plot trägt die einzelnen Messwerte ab, zusätzlich zeigt er in der durchgezogenen rot eingefärbten Linie das geometrische Mittel aller Messungen. Dies sollte im Idealfall den Wert 1 annehmen, größere Abweichungen lassen auf einen Bias schließen. Ein Bias manifestiert einen systematischen Messfehler, wenn beispielsweise eine Messmethode immer leicht höhere Werte ergibt. Darüber hinaus zeigen die gestrichelten Linien die so genannten Limits of Agreement, zwischen ihnen liegen ca. 95% aller Messwerte. Die Limits of Agreement (LOA) sind entscheidend für die klinische Bewertung. Liegen die Limits of Agreement in einem klinisch irrelevanten Bereich und existieren keine größeren Ausreißer, so gilt die Reproduzierbarkeit als gegeben. Lügen die LOA aber beispielsweise in einem Bereich von -3mm bis +5mm und eine Abweichung von nur +/- 1mm ist klinisch tolerierbar, so wäre die Reproduzierbarkeit nicht gegeben.

Für die Hypothesen 2.4 und 2.5 welche die Unterschiedlichkeit der beiden Methoden hinsichtlich der Asymmetrie Indizes untersuchen, wurden ebenfalls Bland-Altman-Plots erstellt.

Die einzelnen Indizes errechnen sich dabei wie folgt:

$$\text{Habets AI RH} = ((\text{RH rechts} - \text{RH links}) / (\text{RH rechts} + \text{RH links})) * 100$$

$$\text{Habets AI CH} = ((\text{CH rechts} - \text{CH links}) / (\text{CH rechts} + \text{CH links})) * 100$$

$$\text{Kjellberg S1} = ((\text{CH/RH})_{\text{Minor}} / (\text{CH/RH})_{\text{Major}}) * 100\%$$

$$\text{Kjellberg S2} = (\text{CH/MH})_{\text{Minor}} / (\text{CH/MH})_{\text{Major}} * 100\%$$

Minor und Major beziehen sich bei Kjellbergs S1 und S2 darauf, dass jeweils die geringere Ratio im Zähler stehen sollte, also entweder die der rechten oder linken Seite. Daher werden Werte >100 vermieden. Für Habets AI ergibt sich bei perfekter Symmetrie ein Wert von 0%, bei Kjellberg ein Wert von 100%.

Da es sich dabei um absolute Abweichungen ausgedrückt in Prozentpunkten handelt, wurde auf der Abszisse nun das arithmetische Mittel beider AI-Werte abgetragen. Beträgt beispielsweise der Wert von Habets AI RH +2 Prozentpunkte nach DVT und der ermittelte Wert nach OPG -3 Prozentpunkte ergibt sich ein Mittelwert von $(2+(-3))/2=-0,5$. Der Abstand bzw. die Unterschiedlichkeit ergibt sich aus der einfachen Differenz, in unserem Beispiel $2-(-3)=5$. Dieser wird auf der Ordinate abgetragen. Die Bildung einer Ratio würde hier zu falschen Werten führen, da auch negative Werte auftreten können, und die Asymmetrie Indizes in Prozentpunkten errechnet werden.

Für die Überprüfung der Hypothese 2.6. wurde anhand der berechneten Asymmetrie Indizes eine dichotome Klassifikation vorgenommen (symmetrisch = 0 vs. Asymmetrisch = 1). Die Klassifikation, wann ein Patient eine Asymmetrie aufweist, geht auf die Autoren zurück und wurde wie folgt festgelegt:

Kjellberg S1: <93%
Kjellberg S2: <90%

Es galt zu überprüfen, ob beide Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) innerhalb von OPG oder DVT zu gleichen Aussagen hinsichtlich des Ausmaßes der jeweiligen Asymmetrie führen.

Es ergaben sich insgesamt 4 Werte pro Patient (2 Indizes x 2 Aufnahmen). Zur Überprüfung der Übereinstimmung wurde der Kappa-Koeffizient nach Cohen (Cohen, 1960) eingesetzt, der die Konkordanz zweier Messwertreihen bei kategorialen Daten untersucht und dabei um den Anteil der zufälligen Übereinstimmung bereinigt. Auch hier soll ein kleines Beispiel zur Veranschaulichung dienen:

Methode A klassifiziert von insgesamt 100 Patienten 50 als symmetrisch und 50 als asymmetrisch. Wenn in Methode B alle Patienten rein zufällig klassifiziert werden, beispielsweise alle als asymmetrisch, so ergäbe sich immerhin noch eine Übereinstimmung von 50%. Alle in Methode A als asymmetrisch klassifizierten Patienten wären nun auch von Methode B richtig klassifiziert worden.

Cohen wurde dieser Tatsache mit der Konstruktion des Kappa-Koeffizienten gerecht, in dem er diesen zufälligen Anteil herausrechnet. Er kann, analog zu Korrelationskoeffizienten, Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Negative Werte sind

dabei kaum oder nur schwer interpretierbar, sie zeigen eine Übereinstimmung die geringer als die zufällige Übereinstimmung wäre. Werte von Nahe 0 zeigen keine Übereinstimmung, sie entspricht dem Anteil, den man rein zufällig erwarten würde. Je größer der Wert, desto höher die Übereinstimmung.

Cohens Kappa errechnet sich nach der folgenden Formel:

$$\kappa = \frac{p_0 - p_c}{1 - p_c}$$

Formel 4: Formel nach Cohens Kappa zur Errechnung von Übereinstimmungen

wobei p_0 der Anteil der beobachteten Übereinstimmungen darstellt und p_c den der zufällig erwarteten.

Um den errechneten Kappa-Wert zu interpretieren, schlugen Landis und Koch (Landis u. Koch 1977) die folgenden Richtwerte vor:

Tab.3: Kategorisierung von Cohens Kappa Werten

Wert von C.Kappa	Ausmaß der Übereinstimmung
≤ 0	geringer oder gleich Zufall
0,00 - 0,20	Leicht
0,21 - 0,40	Hinreichend
0,41 - 0,60	Moderat
0,61 - 0,80	gut
0,81 - 1,00	Sehr gut

Zur Überprüfung der Hypothese 2.8. wurden zum einen die Klassifikationen, die auf Grundlage der Asymmetrie-Indizes bestimmt wurden, zwischen DVT und OPG einander gegenübergestellt. Zum anderen wurden die Übereinstimmungen zwischen den Indizes, getrennt nach DVT und OPG, verglichen. Anschließend wurden die Kappa-Koeffizienten berechnet und interpretiert.

Für die Asymmetrie-Indizes nach Habets, Kjellberg sowie für den modifizierten Asymmetrie-Index wurden die ermittelten Werte jeweils einer von zwei Klassen zugeordnet. Dabei wurden die Ergebnisse so codiert, dass der Wert 1 Symmetrie

entspricht und der Wert 2 entsprechend für Asymmetrie steht. Daher ergeben sich neue Variablen, die nominalskaliert und dichotom sind.

Die Asymmetrie-Indizes von Habets konnten bezüglich ihrer Aussage nicht miteinander verglichen werden, da sie sich auf verschiedene Strecken beziehen (siehe Kapitel 3.1.4.). Stattdessen wurden beide Aussagen kombiniert und als Einheit betrachtet.

Ein Beispiel soll dieses Verfahren verdeutlichen: Das OPG von Patient XY wird mit beiden Asymmetrie Indizes von Habets (AI CH und AI RH) vermessen. Im Bereich des Condylus (AI CH) wird nun eine Asymmetrie festgestellt. Der Bereich des Ramus mandibulae liegt jedoch mit AI (RH) innerhalb des festgelegten Toleranzbereiches von 3 % und weist somit keine Asymmetrie auf. Folglich muss der Patient aufgrund der Asymmetrie im Bereich des Condylus im Gesamten als asymmetrisch eingestuft werden.

Zur Überprüfung der Übereinstimmung wird nun das Generalized Fleiss' Kappa herangezogen. Das Kappa nach Cohen kann hier nicht verwendet werden, da es nur die Übereinstimmung zwischen 2 Untersuchungen überprüfen kann. Fleiss (Fleiss, 1971) entwickelte darauf ein Maß, welches für k Untersuchungen eingesetzt werden kann. Es sei darauf hingewiesen, dass Fleiss' Kappa keine Erweiterung von Cohens Kappa darstellt – so wie der Name es vermuten lassen würde – sondern eine Erweiterung von Scott's Pi nach Scott (Scott, 1955) ist, daher der Name Generalized Fleiss' Kappa. Fleiss' Kappa kann analog zu den meisten Reliabilitätsmaßen Werte von maximal 1 annehmen, wobei ein höherer Wert höhere Übereinstimmung bedeutet. Landis und Koch wiesen darauf hin, dass bereits Werte ab 0.6 als gut einzustufen sind, Werte über 0.8 weisen bereits auf eine nahezu perfekte Übereinstimmung hin.

Zusätzlich sei erwähnt, dass für die Asymmetrie-Indizes die Werte nach Dahlberg und Houston mit Fleiss' Kappa korrespondieren sollten. Sie ermöglichen eine zusammenfassende und gemeinsame Interpretation

3.2. Spezielle Methodik

3.2.1. Intraindividuelle Vermessung im OPG

Die unter Kapitel 3.1.4., 3.1.5. und 3.1.6. beschriebenen Messmethoden wurden durch denselben Untersucher bei 30 aus 79 willkürlich festgelegten OPGs in einem Abstand von drei Wochen dreimal wiederholt.

Die Daten wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und miteinander verglichen. Dabei wurde ein intraindividueller Methodenfehler nach Dahlberg von durchschnittlich 0,32 mm für die einzelnen Strecken ermittelt.

3.2.2. Intraindividuelle Vermessung im DVT

Die unter Kapitel 3.1.4., 3.1.5. und 3.1.6. beschriebenen Messmethoden wurden durch denselben Untersucher bei 30 aus 79 willkürlich festgelegten DVTs in einem Abstand von drei Wochen dreimal wiederholt.

Die ermittelten Messdaten wurden in eine Excel-Tabelle eingetragen und miteinander verglichen. Dabei wurde ein intraindividueller Methodenfehler nach Dahlberg von durchschnittlich 0,65 mm für die einzelnen Strecken ermittelt.

3.2.3. Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT

79 OPG's und DVT's wurden mit der unter Kapitel 3.1.5. beschriebenen Messmethode vermessen. Die vermessenen Strecken(CH, RH und MH) wurden in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und statistisch mittels Bland-Altman Plots verglichen.

Da die OPG's aus verschiedenen Praxen stammen und sich außerdem die Maßstäbe von denen der DVT's unterscheiden, mussten im Vorfeld der statistischen Auswertung Ratios der einzelnen Strecken gebildet werden. Damit war es möglich die Maßstäbe herauszurechnen und die Strecken der OPG's direkt mit denen der DVT's zu vergleichen.

3.2.4. Asymmetrie Indizes nach Habets im OPG und DVT

79 OPG's und DVT's wurden mit der unter 3.1.4. beschriebenen Messmethode vermessen. Dazu konnten die OPG's direkt mit der 2D-Software fr-win[®] geöffnet

und vermessen werden. Die DVT's mussten zunächst in der 3D-Software InVivo 5.0[®] geöffnet werden. Das aus dem 3D Datensatz generierte OPG konnte nun in der 2D-Software fr-win[®] geöffnet und unter identischen Umständen vermessen werden. Aus den so ermittelten Messdaten wurden die Asymmetrie Indizes nach Habets et al. berechnet, in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und statistisch mittels Bland-Altman Plots verglichen. Das Maß der Übereinstimmung wurde mit dem Cohens Kappa Koeffizienten errechnet.

3.2.5. Asymmetrie Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT

79 OPGs und DVTs wurden mit der unter 3.1.5. beschriebenen Messmethode vermessen. Dazu konnten die OPG's direkt mit der 2D-Software fr-win[®] Version 4.0 (Fa. Computer Konkret AG) geöffnet und vermessen werden. Die DVT's mussten zunächst in der 3D-Software InVivo 5.0[®] geöffnet werden. Das aus dem 3D Datensatz generierte OPG konnte nun in der 2D-Software fr-win[®] geöffnet und unter identischen Umständen vermessen werden.

Die ermittelten Messdaten wurden in eine Excel Tabelle eingetragen. Anschließend wurden die Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (1995) berechnet. Die statistische Analyse erfolgte mittels Bland-Altman Plots. Das Maß der Übereinstimmung wurde mit dem Cohens Kappa Koeffizienten errechnet.

3.2.6. Asymmetrie mit den Asymmetrie Indizes nach Kjellberg

Die unter Kapitel 3.1.5. beschriebenen Messmethoden wurden anhand von 79 DVT's und 79 OPG's durchgeführt. Aus den Messdaten wurden beide Asymmetrie Indizes SI1 und SI2 nach Kjellberg et al. errechnet und innerhalb des OPG sowie innerhalb des DVT hinsichtlich ihrer Aussage über das Ausmaß der jeweiligen Asymmetrie überprüft und miteinander verglichen. In dieser Messung fand folglich eine Überprüfung der Reliabilität und der Aussagekraft der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. innerhalb des OPG und innerhalb der DVT statt.

Die ermittelten Daten wurden in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und statistisch analysiert.

Das Maß der Übereinstimmung wurde mit dem Cohens Kappa Koeffizienten errechnet.

3.2.7. *Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie-Index*

79 OPG´s und DVT´s wurden mit der unter 3.1.6. beschriebenen Messmethode vermessen. Dazu konnten die OPG´s direkt mit der 2D-Software fr-win[®] geöffnet und vermessen werden. Die DVT´s mussten zunächst in der 3D-Software InVivo 5.0[®] geöffnet werden. Nachdem der 3D Datensatz ausgelesen wurde, konnte ein OPG – ähnliches, hochgerechnetes Panorama Bild im JPG Format exportiert, in der 2D-Software fr-win[®] geöffnet und unter identischen Umständen vermessen werden. Die so ermittelten einzelnen Strecken(o2-Go-rechts und o2-Go-links) wurden in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und statistisch mittels Bland-Altman Plots verglichen.

Da die OPG´s aus verschiedenen Praxen stammen und sich außerdem die Maßstäbe von denen der DVT´s unterscheiden, mussten im Vorfeld der statistischen Auswertung Ratios der einzelnen Strecken gebildet werden. Damit war es möglich die Maßstäbe herauszurechnen und die Strecken der OPG´s direkt mit denen der DVT´s zu vergleichen. Das Maß der Übereinstimmung wurde mit dem Cohens Kappa Koeffizienten errechnet.

3.2.8. *Vergleich von vier verschiedenen Asymmetrie-Indizes im DVT*

Die unter Kapitel 3.1.4., 3.1.5. und 3.1.6. beschriebenen Messmethoden wurden anhand von 79 DVT´s durchgeführt. Aus den ermittelten Daten wurden alle daraus errechneten Asymmetrie Indizes(Habets, Kjellberg(S1 und S2), modifizierter AI) in eine Excel Tabelle eingetragen, gegenübergestellt und statistisch mittels Generalized Fleiss' Kappa verglichen.

Zusätzlich wurde ein weiterer GFK ohne Einbeziehung der Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. berechnet.

4. ERGEBNISSE

4.1. Intraindividuelle Vermessung im OPG

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit von Vermessungen im OPG wurde der Methodenfehler nach Dahlberg (1940) und der Reliabilitätskoeffizient nach Houston (1983) berechnet. Die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der einzelnen Strecken erfolgte sowohl für die Asymmetrie-Indices nach Habets und Kjellberg als auch für einen eigenen modifizierten Asymmetrie-Index.

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al. (1988) zwischen 0,112mm und 0,803mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 97,15% bis 98,98%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tab. 4: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken RH und CH nach Habets et al.. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine gute Reproduzierbarkeit hin.

		Habets			
		RH rechts	RH links	CH rechts	CH links
OPG	Methodenfehler (Dahlberg)	0,803	0,719	0,112	0,122
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	97,15%	97,37%	98,95%	98,98%

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des Asymmetrie-Indexes nach Kjellberg et al. (1994) zwischen 0,149mm und 0,467mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 99,22% bis 99,88%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 5 zu entnehmen.

Tab. 5: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken CH, RH und MH nach Kjellberg et al.. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine gute Reproduzierbarkeit hin.

		Kjellberg					
		CH rechts	CH links	MH rechts	MH links	RH rechts	RH links
OPG	Methodenfehler (Dahlberg)	0,181	0,149	0,358	0,167	0,467	0,174
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	99,37%	99,57%	99,24%	99,80%	99,22%	99,88%

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des modifizierten Asymmetrie-Indexes zwischen 0,177mm bis 0,425mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 99,18% bis 99,85%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 6 zu entnehmen.

Tab. 6: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken des modifizierten Asymmetrie-Indexes. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine gute Reproduzierbarkeit hin.

		Mod. AI	
		rechts	links
OPG	Methodenfehler (Dahlberg)	0,425	0,177
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	99,18%	99,85%

Beim Vergleich der errechneten Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. im OPG wurden folgende Werte errechnet:

Die Methodenfehler nach Dahlberg sind hier nicht wie bei den einzelnen Strecken in Millimetern sondern in Prozentpunkten angegeben. Sie liegen zwischen 0,937% und 2,435%. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 94,44% bis 97,50%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 7 zu entnehmen.

Tab. 7: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. für Messungen im OPG. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine hohe Reproduzierbarkeit hin.

		Habets		Kjellberg	
		AI RH	AI CH	SI ₁	SI ₂
OPG	Methodenfehler (Dahlberg)	0,937	2,438	1,173	1,665
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	96,28%	97,50%	95,12%	94,44%

Abschließend wurden die aus den reproduzierbaren Variablen berechneten Asymmetrie-Indizes der drei Wiederholungsmessungen mittels Generalized Fleiss' Kappa auf Übereinstimmung überprüft. Die ermittelten Werte lagen zwischen 0,796 und 0,948 und sprechen für eine gute bis sehr gute Übereinstimmung. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 8 zu entnehmen.

Tab. 8: Darstellung der Generalized Fleiss' Kappa Werte zur Überprüfung der Übereinstimmung für die Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. im OPG. Alle Werte sprechen für eine gute bis nahezu perfekte Übereinstimmung. GFK= Generalized Fleiss Kappa

	Habets Asymmetrie Index RH	Habets Asymmetrie Index CH	Kjellberg Asymmetrie Index SI1	Kjellberg Asymmetrie Index SI2
OPG (GFK)	0,887	0,796	0,948	0,903

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „1“ bestätigt werden.

4.2. Intraindividuelle Vermessung im DVT

Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit von Vermessungen im DVT wurde der Methodenfehler nach Dahlberg (1940) und der Reliabilitätskoeffizient nach Houston (1983) berechnet. Die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der einzelnen Strecken erfolgte sowohl für die Asymmetrie-Indices nach Habets und Kjellberg als auch für einen eigenen modifizierten Asymmetrie-Index.

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al. (1988) zwischen 0,294mm bis 0,549mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 94,15% bis 99,05%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 9 zu entnehmen.

Tab. 9: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken RH und CH nach Habets et al.. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine gute Reproduzierbarkeit hin.

		Habets			
		RH rechts	RH links	CH rechts	CH links
DVT	Methodenfehler (Dahlberg)	0,549	0,536	0,294	0,307
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	96,77%	98,30%	99,05%	94,15%

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des Asymmetrie-Indexes nach Kjellberg et al. (1994) zwischen 0,257mm bis 1,292mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 88,19% bis 98,06%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 10 zu entnehmen.

Tab. 10: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken CH, MH und RH nach Kjellberg. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler hin.

		Kjellberg					
		CH rechts	CH links	MH rechts	MH links	RH rechts	RH links
DVT	Methodenfehler (Dahlberg)	0,257	0,446	0,654	0,895	0,850	1,292
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	98,06%	91,61%	96,90%	93,47%	96,12%	88,19%

Der Methodenfehler nach Dahlberg lag für die Strecken des modifizierten Asymmetrie-Indexes zwischen 0,895mm bis 0,912mm. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 93,32% bis 94,65%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 11 zu entnehmen.

Tab. 11: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Strecken des modifizierten Asymmetrieindexes für Messungen im DVT. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler und eine gute Reproduzierbarkeit hin.

		Mod. AI	
		rechts	links
DVT	Methodenfehler (Dahlberg)	0,895	0,912
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	94,65%	93,32%

Beim Vergleich der errechneten Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. im DVT wurden folgende Werte errechnet:

Die Methodenfehler nach Dahlberg sind hier nicht wie bei den einzelnen Strecken in Millimetern sondern in Prozentpunkten angegeben. Sie lagen zwischen 1,173% und 3,203%. Der Reliabilitätskoeffizient nach Houston ergab Werte von 90,93% bis 98,79%. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 12 zu entnehmen.

Tab. 12: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg und des Zuverlässigkeitskoeffizienten nach Houston für die Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. für Messungen im DVT. Alle Werte weisen auf einen kleinen Methodenfehler hin.

		Habets		Kjellberg	
		AI RH	AI CH	SI ₁	SI ₂
DVT	Methodenfehler (Dahlberg)	1,173	3,203	1,502	2,027
	Reliabilitätskoeffizient (Houston)	98,79%	97,24%	90,93%	92,43%

Abschließend wurden die aus den reproduzierbaren Variablen berechneten Asymmetrie-Indizes der drei Wiederholungsmessungen mittels Generalized Fleiss' Kappa auf Übereinstimmung überprüft. Die ermittelten Werte lagen zwischen 0,766 und 0,864 und sprechen für eine gute bis sehr gute Übereinstimmung. Die detaillierten Ergebnisse sind der Tabelle 13 zu entnehmen.

Tab. 13: Darstellung der Generalized Fleiss' Kappa Werte zur Überprüfung der Übereinstimmung für die Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. im DVT. Alle Werte sprechen für eine gute bis nahezu perfekte Übereinstimmung. GFK= Generalized Fleiss Kappa.

	Habets Asymmetrie Index RH	Habets Asymmetrie Index CH	Kjellberg Asymmetrie Index SI1	Kjellberg Asymmetrie Index SI2
DVT (GFK)	0,766	0,854	0,864	0,864

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „2“ bestätigt werden.

4.3. Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT

In dieser Versuchsreihe wurden die im OPG und DVT gemessenen Strecken nach Kjellberg et al. (CH, RH und MH) direkt miteinander verglichen. Hierzu wurden folgende Bland-Altman Plots erstellt:

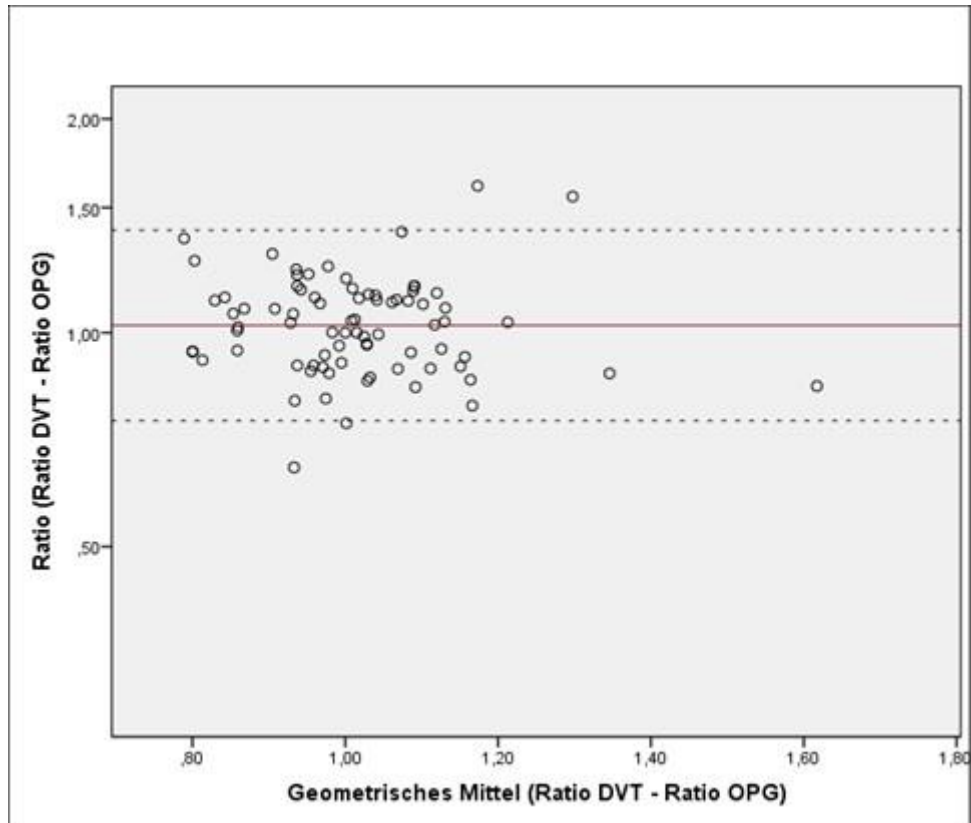


Abb. 10: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke CH nach Kjellberg et al., die im OPG und DVT gemessen wurde. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 1,39, LOA-: 0,75). Es ergaben sich Abweichungen bis zu 39% zwischen CH-OPG und CH-DVT. Der Mittelwert von 1,02 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprachen für eine hohe Abweichung.

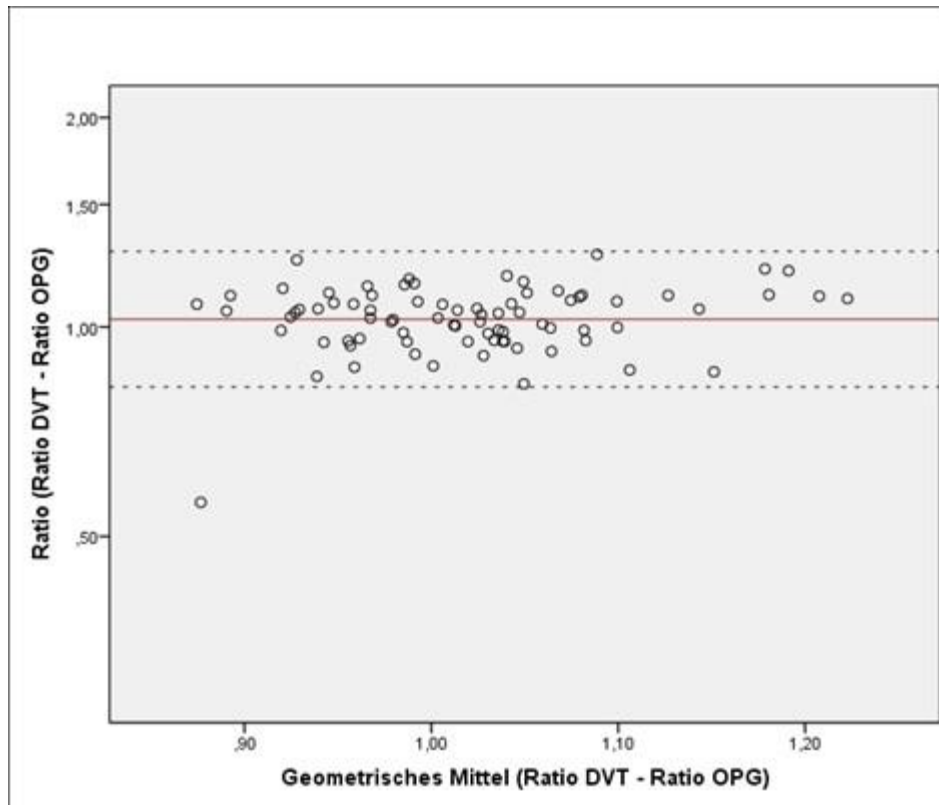


Abb. 11: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke MH nach Kjellberg et al., die im OPG und DVT gemessen wurde. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 1,28, LOA-: 0,82). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 28% zwischen MH-OPG und MH-DVT. Der Mittelwert von 1,03 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine hohe Abweichung.

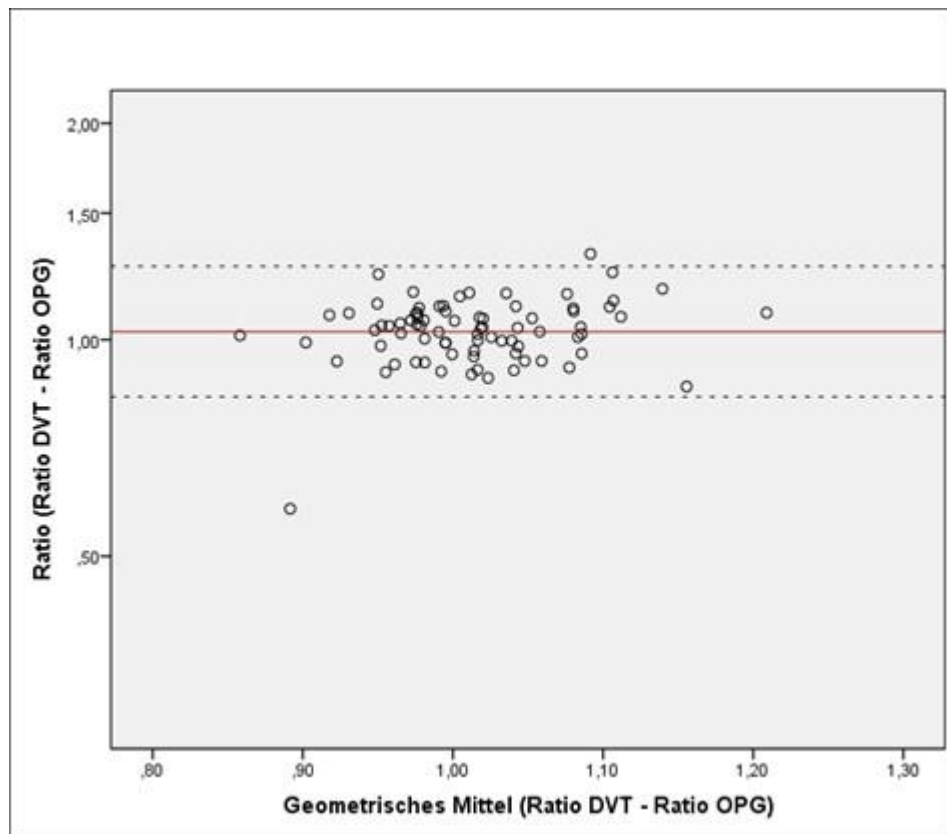


Abb. 12: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke CH nach Kjellberg et al., die im OPG und DVT gemessen wurde. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 1,27, LOA-: 0,83). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 27% zwischen RH-OPG und RH-DVT. Der Mittelwert von 1,03 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine hohe Abweichung.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „3“ bestätigt werden.

4.4. Asymmetrie Indizes nach Habets im OPG und DVT

An dieser Stelle wurden die jeweils aus dem OPG und dem DVT errechneten Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. miteinander verglichen. Hierzu wurden erneut Bland Altman Plots und der Kohens Kappa Koeffizient zur statistischen Auswertung herangezogen.

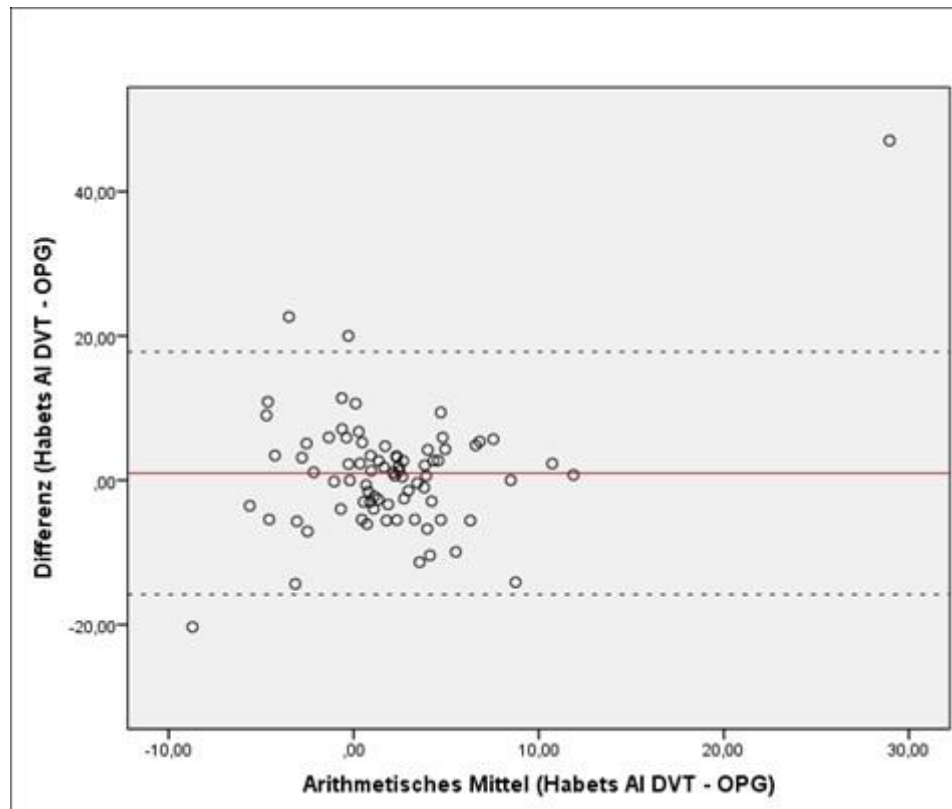


Abb.13: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Indizes AI RH nach Habets et al., die mit OPG- und DVT-Messwerten separat errechnet wurden. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 17,8, LOA-: 15,8). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 17,8% zwischen AI(RH)-OPG und AI(RH)-DVT. Der Mittelwert von 0,99 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Die Plots sprechen für eine geringe Übereinstimmung.

Tab. 14: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG und DVT mit dem Asymmetrie-Index „AI RH“ nach Habets et al..

		OPG AI RH		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT AI RH	symmetrisch	50	11	61
	asymmetrisch	13	5	18
Gesamt		63	16	79

Von den insgesamt 79 mit dem Asymmetrie Index AI RH nach Habets et al. vermessenen Patienten werden im DVT 61 als symmetrisch und 18 als asymmetrisch eingestuft. Im OPG werden 63 Patienten als symmetrisch und 16 als asymmetrisch eingestuft. Davon werden 50 gleiche Patienten in beiden Verfahren als symmetrisch und 5 gleiche Patienten als asymmetrisch eingestuft. Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Für den Asymmetrie-Index „AI RH“ nach Habets et al. ergab sich auf der Basis des Cohen´s Kappa Wert von 0,101 eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT.

Tab. 15: Berechnung des Cohen´s Kappa Wertes zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG und DVT bei Verwendung des Asymmetrie-Indexes AI RH nach Habets et al. Die Werte sprechen für eine leichte Übereinstimmung (n=79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	,101	,121	,904	,366

^aDie Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

^bUnter Annahme der Null-Hypothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

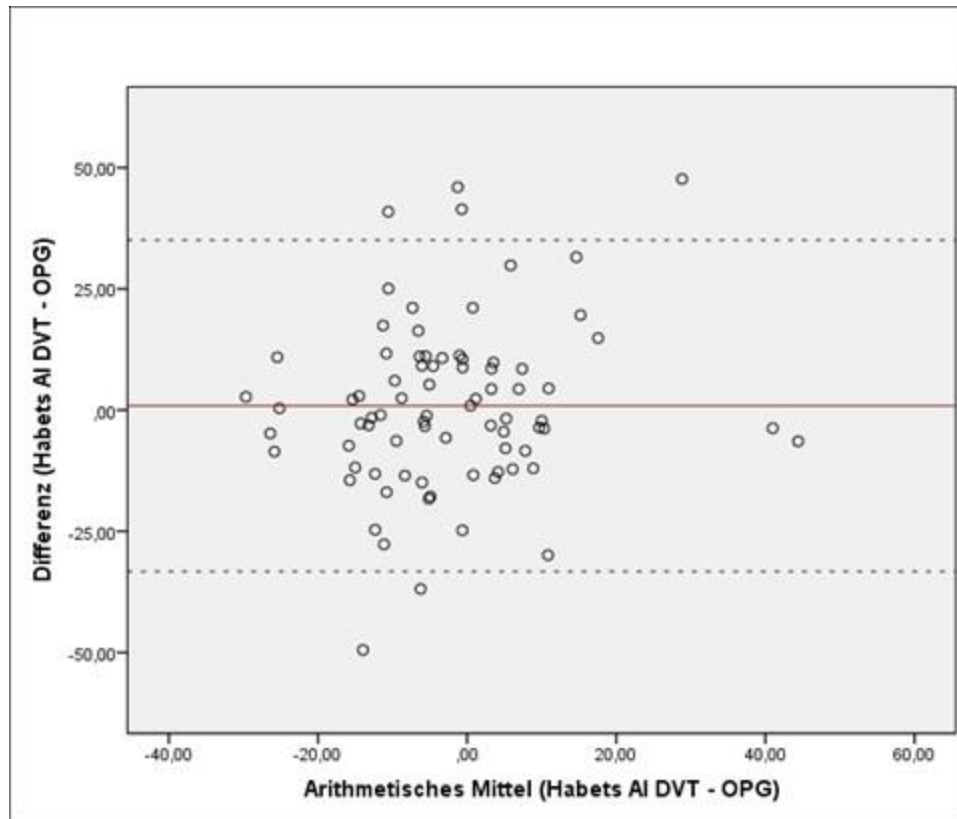


Abb. 14: Bland Altman Plot zum Vergleich des Asymmetrie-Indizes AI RH nach Habets et al., die mit OPG- und DVT-Messwerten separat errechnet wurden. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 35,0, LOA-: 33,3). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 35% zwischen AI(CH)-OPG und AI(CH)-DVT. Der Mittelwert von 0,89 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine schlechte Übereinstimmung.

Tab.16: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG und DVT mit dem Asymmetrie-Index AI CH nach Habets et al.

		OPG AI CH		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT AI CH	symmetrisch	8	22	30
	asymmetrisch	17	32	49
Gesamt		25	54	79

Von den insgesamt 79 mit dem Asymmetrie Index AI CH nach Habets vermessenen Patienten werden im DVT 30 als symmetrisch und 49 als asymmetrisch eingestuft. Im OPG werden 25 Patienten als symmetrisch und 54 als asymmetrisch

eingestuft. Davon werden übereinstimmend 8 gleiche Patienten in beiden Verfahren als symmetrisch und 32 gleiche Patienten als asymmetrisch eingestuft.

Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.17: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG und DVT bei Verwendung des Asymmetrie Indizes AI CH nach Habets. Alle Werte sprechen für eine sehr schlechte Übereinstimmung (n= 79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	-,083	,109	-,745	,457

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der Asymmetrie Indizes AI CH nach Habets von OPG und DVT wurde ein C. Kappa Wert von -0,083 festgestellt. Damit liegt die Übereinstimmung unter der des Zufalls, bei dem der Cohens Kappa Wert den Wert 0 annehmen würde.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „4“ bestätigt werden.

4.5. Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT

An dieser Stelle wurden die im OPG und DVT errechneten Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) miteinander verglichen. Hierzu wurden Bland Altman Plots und der Cohens Kappa Koeffizient zur statistischen Auswertung herangezogen.

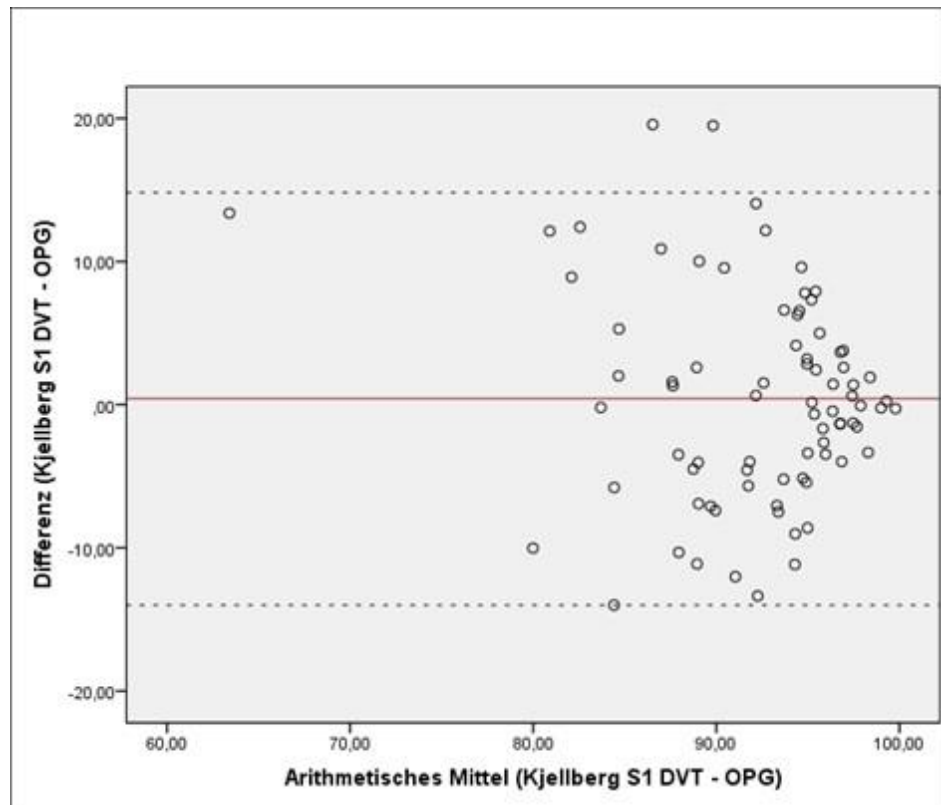


Abb.15: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Indizes SI1 nach Kjellberg et al., die mit OPG- und DVT-Messwerten separat errechnet wurden. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 14,8, LOA-: 14,0). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 14,8% zwischen SI1-OPG und SI1-DVT. Der Mittelwert von 0,43 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter die Plots von der roten Linie entfernt sind, desto höher ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine geringe Übereinstimmung.

Tab.18: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG und DVT mit dem Asymmetrie-Index SI1 nach Kjellberg et al.

		OPG SI1		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT SI1	symmetrisch	28	15	43
	asymmetrisch	17	19	36
Gesamt		45	34	79

Von den insgesamt 79 mit dem Asymmetrie Index SI1 nach Kjellberg et al. vermessenen Patienten werden im DVT 43 als symmetrisch und 36 als asymmetrisch eingestuft. Im OPG werden 45 Patienten als symmetrisch und 34 als asymmetrisch eingestuft. Davon werden übereinstimmend 28 gleiche Patienten in beiden Verfahren als symmetrisch und 19 gleiche Patienten als asymmetrisch eingestuft. Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.19: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG und DVT bei Verwendung des Asymmetrie-Indexes SI1 nach Kjellberg et al. Alle Werte sprechen für eine leichte Übereinstimmung. (n=79).

		Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung	Kappa	,180	,111	1,600	,110

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der Asymmetrie Indizes SI1 nach Kjellberg et al. von OPG und DVT wurde ein C. Kappa Wert von 0,180 festgestellt. Damit ist eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT vorhanden.

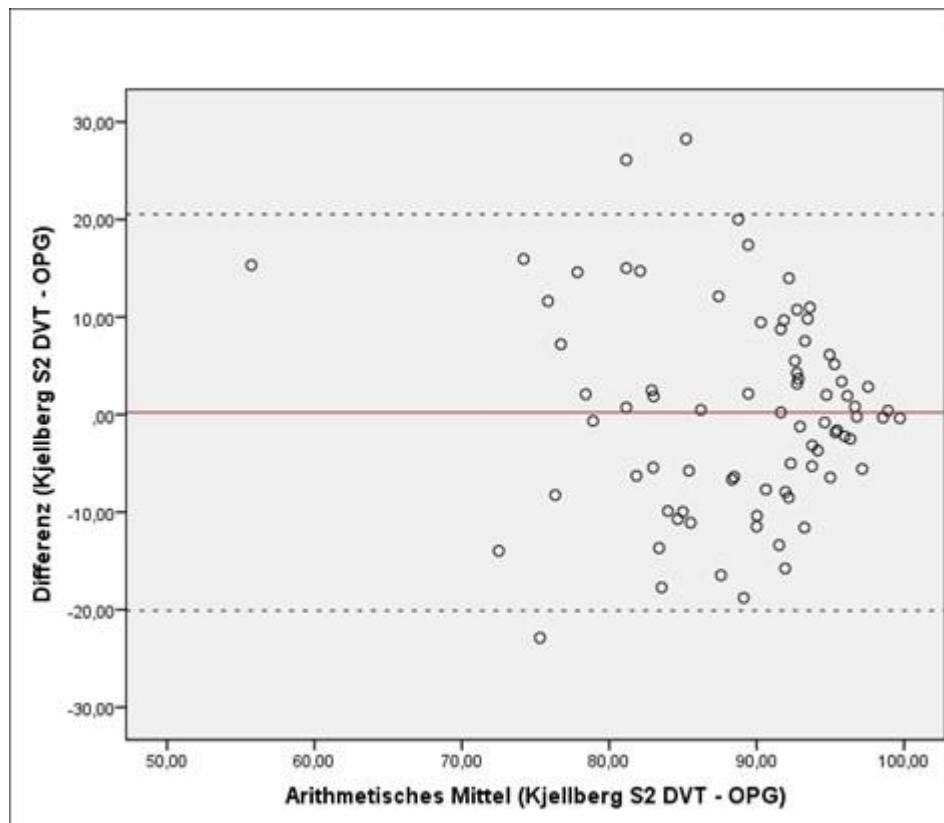


Abb.16: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Indizes SI2 nach Kjellberg et al., die mit OPG- und DVT-Messwerten separat errechnet wurden. Die Limits of Agreement - hier gestrichelte Linien - (LOA+: 20,5, LOA-: 20,1) zeigen Abweichungen von bis zu 20,5% zwischen SI2-OPG und SI2-DVT. Der Mittelwert von 0,21 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter ein Plot von der roten Linie entfernt ist, umso größer ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine geringe Übereinstimmung.

Tab.20: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG und DVT mit dem Asymmetrie Index SI2 nach Kjellberg et al.

		OPG SI2		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT SI2	symmetrisch	26	15	41
	asymmetrisch	17	21	38
Gesamt		43	36	79

Von den insgesamt 79 mit dem Asymmetrie Index SI2 nach Kjellberg et al. vermessenen Patienten werden im DVT 41 als symmetrisch und 38 als asymmetrisch eingestuft. Im OPG werden 43 Patienten als symmetrisch und 36 als asymmet-

risch eingestuft. Davon werden übereinstimmend 26 gleiche Patienten in beiden Verfahren als symmetrisch und 21 gleiche Patienten als asymmetrisch eingestuft. Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.21: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG und DVT bei Verwendung des Asymmetrie Indizes SI2 nach Kjellberg et al. Alle Werte sprechen für eine leichte Übereinstimmung (n=79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	,187	,110	1,665	,096

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der Asymmetrie Indizes SI2 nach Kjellberg et al. von OPG und DVT wurde ein C. Kappa Wert von 0,187 festgestellt. Damit ist eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT vorhanden.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „5“ bestätigt werden

4.6. Asymmetrie mit den Asymmetrie Indizes nach Kjellberg

In dieser Versuchsreihe fand eine Überprüfung der Aussagekraft der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. statt. Beide Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) wurden jeweils innerhalb der DVT und des OPG miteinander hinsichtlich ihrer Aussage verglichen.

Zur Überprüfung der Übereinstimmung wurde der Cohens Kappa Koeffizient herangezogen.

Der direkte Vergleich von SI1 und SI2 innerhalb der DVT ergab folgende Ergebnisse:

Tab.22: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung mit beiden Asymmetrie-Indizes von Kjellberg et al. (SI1 und SI2) im DVT.

		DVT SI2		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT SI1	symmetrisch	41	2	43
	asymmetrisch	0	36	36
Gesamt		41	38	79

Es wurden insgesamt 79 DVTs mit beiden Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) vermessen. Mit Kjellbergs SI1 wurden 43 Patienten als symmetrisch und 36 als asymmetrisch eingestuft. Mit Kjellbergs SI2 wurden 41 Patienten als symmetrisch und 38 Patienten als asymmetrisch eingestuft. Davon wurden 41 gleiche Aufnahmen von SI1 und SI2 übereinstimmend als symmetrisch und 36 gleiche Aufnahmen übereinstimmend als asymmetrisch eingestuft.

Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.23: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung der Asymmetrie-Indizes SI1 und SI2 nach Kjellberg et al. innerhalb der DVT. Alle Werte sprechen für eine sehr gute Übereinstimmung (n=79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	,949	,035	8,448	,000

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der Asymmetrie-Indizes SI1 und SI2 nach Kjellberg et al. innerhalb der DVT wurde ein C. Kappa Wert von 0,949 festgestellt. Damit ist eine sehr gute Übereinstimmung zwischen SI1 und SI2 innerhalb der DVT vorhanden.

Der direkte Vergleich von SI1 und SI2 innerhalb des OPG lieferten folgende Ergebnisse:

Tab.24: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung mit beiden Asymmetrie-Indizes von Kjellberg (SI1 und SI2) im OPG.

		OPG SI2		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
OPG SI1	symmetrisch	43	2	45
	asymmetrisch	0	34	34
Gesamt		43	36	79

Es wurden insgesamt 79 OPGs mit beiden Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) vermessen. Mit Kjellbergs SI1 wurden 45 Patienten als symmetrisch und 34 als asymmetrisch eingestuft. Mit Kjellbergs SI2 wurden 43 Patienten als symmetrisch und 36 Patienten als asymmetrisch eingestuft. Davon wurden 43 gleiche Aufnahmen von SI1 und SI2 übereinstimmend als symmetrisch und 34 gleiche Aufnahmen übereinstimmend als asymmetrisch eingestuft.

Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.25: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung der Asymmetrie-Indizes SI1 und SI2 nach Kjellberg et al. innerhalb des OPG. Alle Werte sprechen für eine sehr gute Übereinstimmung (n=79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	,949	,036	8,444	,000

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der Asymmetrie-Indizes SI1 und SI2 nach Kjellberg et al. innerhalb des OPG wurde ein C. Kappa Wert von 0,949 festgestellt. Damit ist eine sehr gute Übereinstimmung zwischen SI1 und SI2 innerhalb des OPG vorhanden.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „6“ bestätigt werden

4.7. Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie Index

Zur Überprüfung der errechneten modifizierten Asymmetrie-Indizes von OPG und DVT, wurden diese mit Hilfe von Bland Altman Plots und dem Cohens Kappa Koeffizienten gegenübergestellt, ausgewertet und miteinander verglichen.

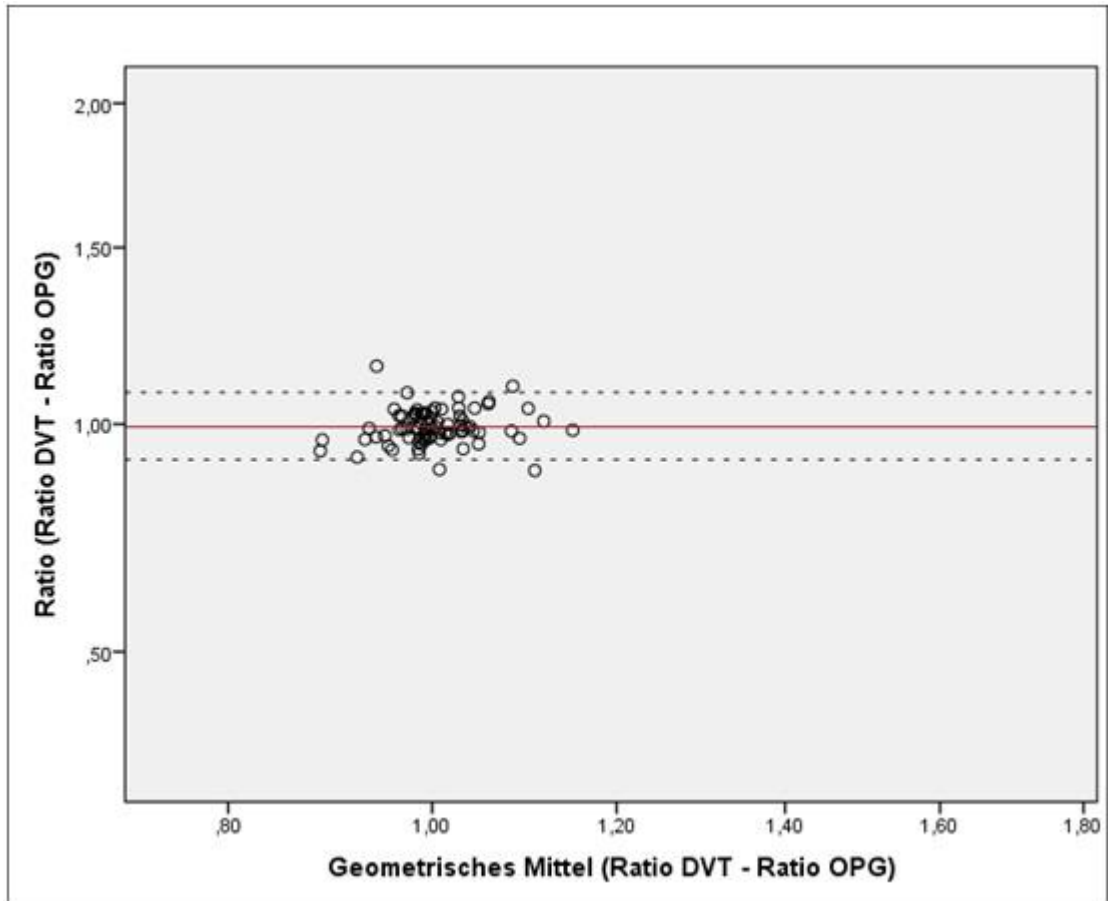


Abb.17: Bland Altman Plot zum Vergleich der modifizierten Asymmetrie-Indizes, die mit OPG- und DVT-Messwerten separat errechnet wurden. Zwischen den Limits of Agreement – hier gestrichelte Linien – liegen 95% aller Messwerte (LOA+: 1,08 LOA-: 0,91). Sie zeigen Abweichungen von bis zu 9% zwischen ModAI-OPG und ModAI-DVT. Der Mittelwert von 0,99 – hier rote Linie - lässt auf keinen systematischen Fehler schließen. Je weiter ein Plot von der roten Linie entfernt ist, umso größer ist die Abweichung zwischen OPG und DVT. Alle Werte sprechen für eine geringe Übereinstimmung.

Tab.26: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG und DVT mit dem modifizierten Asymmetrie-Index (hier ModAI).

		OPG ModAI		Gesamt
		symmetrisch	asymmetrisch	
DVT ModAI	symmetrisch	21	17	38
	asymmetrisch	16	25	41
Gesamt		37	42	79

Von den insgesamt 79 mit dem modifizierten Asymmetrie-Index vermessenen Patienten werden im DVT 38 als symmetrisch und 41 als asymmetrisch eingestuft. Im OPG werden 37 Patienten als symmetrisch und 42 als asymmetrisch einge-

stuft. Davon werden übereinstimmend 21 gleiche Patienten in beiden Verfahren als symmetrisch und 25 gleiche Patienten als asymmetrisch eingestuft.

Um diese Werte zu interpretieren wurde folgende Tabelle angefertigt:

Tab.27: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG und DVT bei Verwendung des modifizierten Asymmetrie-Indexes. Alle Werte sprechen für eine leichte Übereinstimmung (n=79).

	Wert	Asymptotischer Standardfehler ^a	Näherungsweise T ^b	Näherungsweise Signifikanz
Maß der Übereinstimmung Kappa	,163	,111	1,445	,148

a. Die Null-Hyphothese wird nicht angenommen.

b. Unter Annahme der Null-Hyphothese wird der asymptotische Standardfehler verwendet.

Im Vergleich der modifizierten Asymmetrie-Indizes von OPG und DVT wurde ein C. Kappa Wert von 0,163 festgestellt. Damit ist eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT vorhanden.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „7“ bestätigt werden

4.8. Vergleich von vier Asymmetrie-Indizes im DVT

In dieser abschließenden Versuchsreihe wurden alle errechneten Asymmetrie-Indizes im DVT hinsichtlich ihrer Aussage miteinander verglichen. Die Asymmetrie-Indizes von Habets (AI RH und AI CH) müssen stets gemeinsam interpretiert werden, so dass sich insgesamt 4 Asymmetrie-Indizes zum Vergleichen ergeben:

Habets AI (CH,RH)

Kjellberg AI S1

Kjellberg AI S2

Modifizierter AI

Tab. 28: Tabelle zur Darstellung der prozentualen Verteilung der errechneten Asymmetrie-Indizes.

	Symmetrisch	Asymmetrisch
Habets AI (CH,RH)	33%	67%
Kjellberg AI S1	54%	46%
Kjellberg AI S2	52%	48%
Modifizierter AI	21%	79%

Der GFK ergab bei Berücksichtigung aller vier Asymmetrie-Indizes einen Wert von **0,192**. Dieser Wert weist nur auf eine leichte Übereinstimmung zwischen den vier Asymmetrie-Indizes bei Messungen im DVT hin.

Berücksichtigt man nur die Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. und den modifizierten AI, dann ergab sich ein GFK von **0,631**. Zwischen diesen drei AI bestand demnach eine „beachtliche“ Übereinstimmung.

Auf der Basis der vorliegenden statistischen Analysen konnte die Hypothese „8“ nicht bestätigt werden.

5. DISKUSSION

5.1. Diskussion der Methoden

5.1.1. Asymmetrie-Index nach Habets

1988 wurde von Habets et al. erstmals ein Asymmetrie-Index eingeführt, mit dem es möglich sein sollte, Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes festzustellen (Habets et al. 1988).

Die Berechnung wurde mit folgender Formel durchgeführt:

$$AI = \left[\frac{(R - L)}{(R + L)} \right] * 100\%$$

R und L stehen hier jeweils für die rechte und linke Kieferhälfte. Der Asymmetrie-Index(AI) kann sowohl für die Ramushöhe(RH) als auch die für Kondylushöhe(CH)

berechnet werden. Aufgrund der Tatsache, dass bei Panoramaschichtaufnahmen Vergrößerungs- und Verzerrungseffekte auftreten können, setzten Habets et al. ein Signifikanzniveau von 3% fest. Werte von über 3% sollen somit nicht Folge von Projektionsfehlern und auf tatsächliche Asymmetrien zurückzuführen sein.

Untersuchungen von Türp et al. sowie Ferrario et al. zeigten deutlich, dass mit dem Asymmetrie-Index von Habets et al. keine zuverlässigen Aussagen hinsichtlich einer vorliegenden Asymmetrie möglich sind.

Der Asymmetrie-Index nach Habets et al. wurde im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung von Türp et al. an 25 mazerierten Schädeln getestet. Individuen mit einer vorhandenen Asymmetrie wurden zu 80% korrekt mit dem Asymmetrie-Index kategorisiert. Jedoch wurden 75% derjenigen Individuen, die keine Asymmetrien aufwiesen, fälschlicherweise ebenfalls als asymmetrisch eingestuft. Dementsprechend lieferte der Asymmetrie-Index nach Habets et al. zu einem hohen Prozentsatz falsch positive Ergebnisse.

Schlussfolgernd bezeichneten Türp et al. die Übereinstimmungen, bei der Erhebung eines Asymmetrie-Indexes anhand einer Panoramaschichtaufnahme, mit dem anatomischen Präparat als unzureichend (Türp et al. 1995), (Türp et al. 1998) (Ferrario et al. 1997).

Außerdem konnte während den Messungen am OPG beobachtet werden, dass bestimmte Landmarks nicht eindeutig identifiziert werden konnten. Der Punkt O2 war aufgrund der zum Teil sehr unterschiedlich geformten Kieferköpfchen und den hinzukommenden Überlagerungen bei einigen Patienten sehr schwer zu bestimmen (siehe Abbildung 18).

Die übrigen zur Messung des Asymmetrie-Indexes erforderlichen Punkte und Strecken konnten jedoch gut identifiziert und gemessen werden.

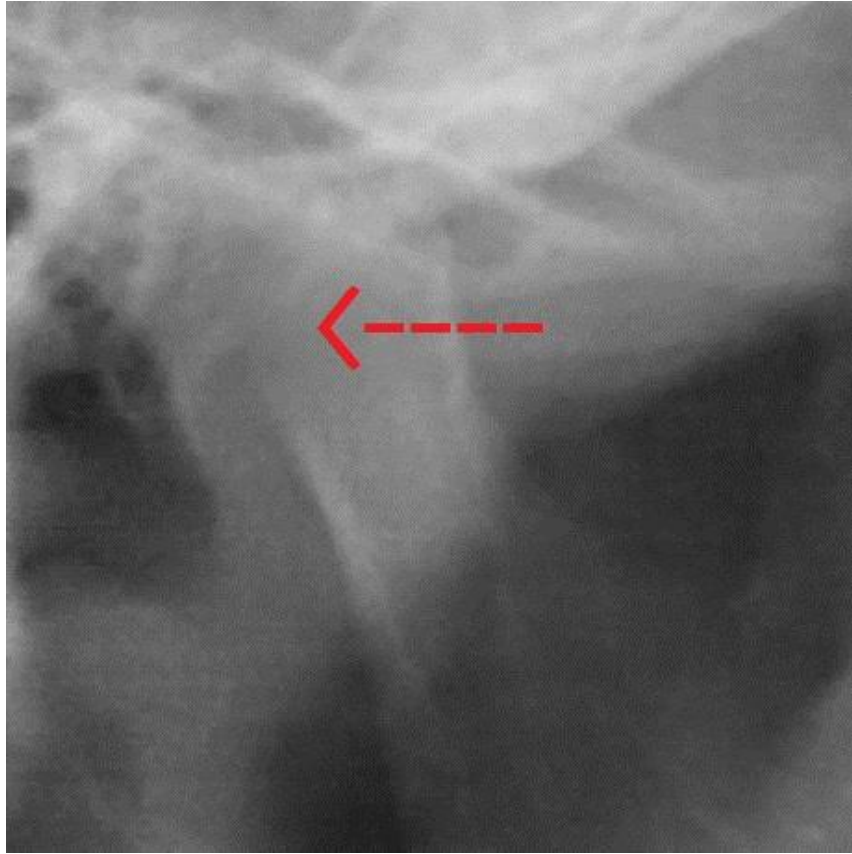


Abb. 18: Ausschnitt aus einem OPG. Gezeigt wird der rechte, aufsteigende Unterkieferast. Der von Habets et al. vorgeschlagene Punkt O2 ist aufgrund von Überlagerungen nicht eindeutig zu identifizieren. Der rote Pfeil deutet auf diese Stelle.

5.1.2. Asymmetrie-Index nach Kjellberg

Kjellberg et al. stellten in ihrer Studie von 1994 einen neuen Asymmetrie-Index vor. Damit sollte es möglich sein, Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes verlässlich zu bestimmen (S. Kjellberg et al. 1994). Im Unterschied zum Asymmetrie-Index von Habets et al. wird die Methode nach Kjellberg et al. unilateral angewendet. Damit sollten möglich Fehler durch Verzerrungs- und Vergrößerungseffekte vermieden werden.

Der Asymmetrie-Index nach Kjellberg wird mit folgenden Formeln errechnet:

$$SI_1 = \left[\frac{\left(\frac{CH}{RH} \right) \text{ minor}}{\left(\frac{CH}{RH} \right) \text{ major}} \right] \quad SI_2 = \left[\frac{\left(\frac{CH}{MH} \right) \text{ minor}}{\left(\frac{CH}{MH} \right) \text{ major}} \right]$$

SI1 und SI2 können unabhängig voneinander angewendet werden. Wichtig ist jedoch zu beachten, dass die Formeln stets unilateral eingesetzt werden. Im Rahmen der Studie von Kjellberg et al. (1994) wurden die Klassifikationen von SI1 und SI2 festgelegt. Patienten mit einem SI1 von mindestens 93% oder einem SI2 von mindestens 90% wurden als symmetrisch eingestuft.

In der vorliegenden Untersuchung wurden alle Patienten sowohl mit dem Asymmetrie-Index SI1 als auch mit dem Asymmetrie-Index SI2 vermessen und klassifiziert.

Während den Messungen im OPG konnte festgestellt werden, dass der tiefste Punkt der Incisura mandibulae (MN) aufgrund von Überlagerungen nicht in allen Aufnahmen perfekt lokalisiert werden konnte. Hierdurch sind möglicherweise Fehler in den Messungen entstanden, die eventuell zu falschen Ergebnissen hinsichtlich der Symmetrie-Einstufung geführt haben. Olmez und Quintero zeigten in ihren Studien, dass zweidimensionale Röntgenverfahren oft Limitationen aufweisen, die eine einwandfreie Identifizierung von Landmarken verhindern und somit verlässliche Auswertungen erschweren können (Olmez et al. 2011), (Quintero et al. 1999). Bei Messungen am DVT konnten diese Fehler durch gezielte Ausblendung von überlagernden Strukturen vermieden werden.

Folgende Abbildung soll die Problematik bei Messungen mit dem Asymmetrie-Index nach Kjellberg et al. im OPG verdeutlichen:

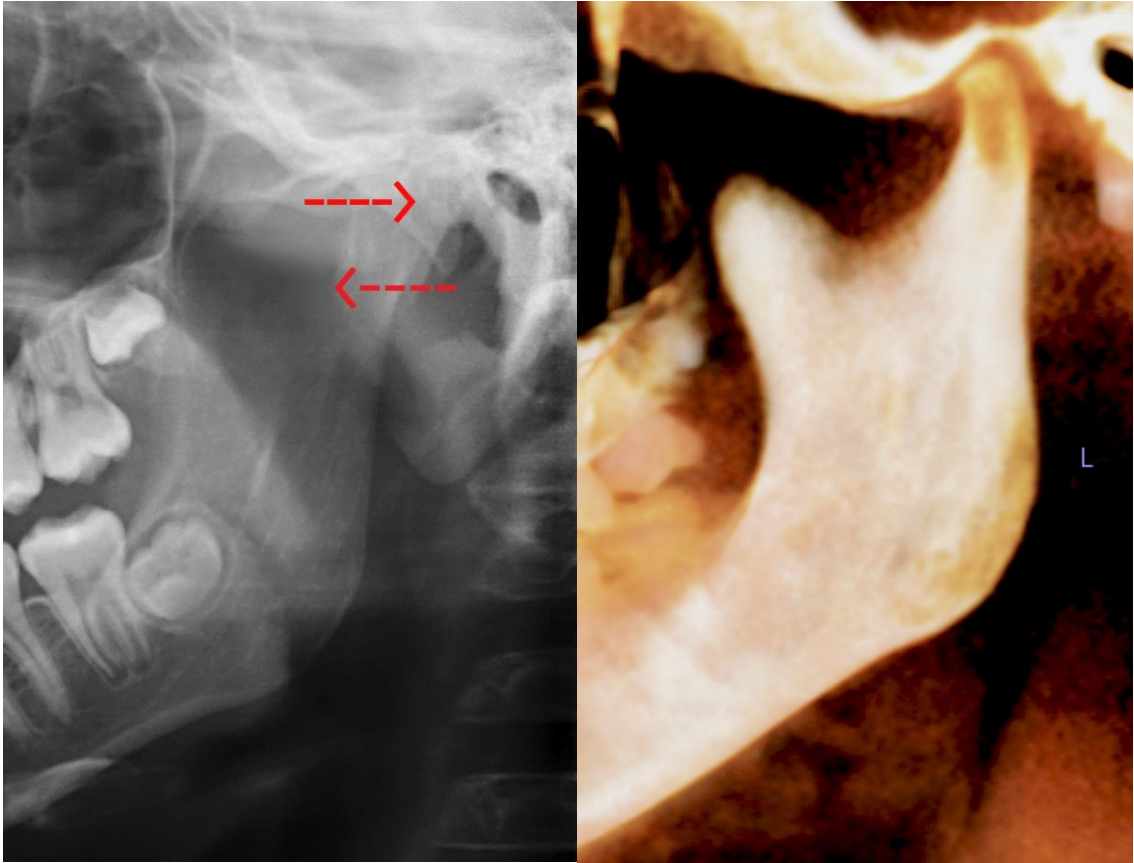


Abb. 19: links: Ausschnitt aus einem OPG, rechts: Ausschnitt aus einer DVT. Gezeigt wird der linke, aufsteigende Unterkieferast vom selben Patienten. Die von Kjellberg et al. vorgeschlagene Punkte (MN) sowie (Co) sind aufgrund von Überlagerungen/ Verzerrungen im OPG nicht eindeutig zu identifizieren. Die roten Pfeile markieren diese Stellen.

Die roten Pfeile in Abbildung 19 zeigen die verwischten/ überlagerten Stellen im OPG. Unter anderem der tiefste Punkt der incisura mandibulae (MN) ist daher im OPG nicht eindeutig zu identifizieren. Im DVT hingegen ist die incisura mandibulae eindeutig zu erkennen und MN kann bestimmt werden. Außerdem ist anzumerken, dass die Beurteilung des condylus mandibulae im OPG nur sehr eingeschränkt möglich ist, da er von umgebenen Strukturen überlagert abgebildet ist.

Insgesamt ist jedoch zu sagen, dass die Strecken des Asymmetrie-Indexes nach Kjellberg sowohl im OPG als auch im DVT einfach zu konstruieren und zu messen sind.

5.1.3. Modifizierter Asymmetrie-Index

Während den Messungen der Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. konnte beobachtet werden, dass einige Landmarks nicht einwandfrei zu identifizieren waren. Daraufhin wurden neue Landmarks festgelegt, so dass ein neuer modifizierter Asymmetrie-Index entstand. Die neuen Landmarks waren sowohl im OPG als auch im DVT auf allen Patientenaufnahmen eindeutig identifizierbar.

Folgende Formel wurde für die Errechnung des modifizierten Asymmetrie-Indexes verwendet:

$$\text{ModAI} = \frac{\text{Strecke (GO' - CO)rechts}}{\text{Strecke(GO' - CO)links}}$$

Die Strecke auf der linken Seite des aufsteigenden Unterkieferastes wird mit der Strecke des rechten aufsteigenden Unterkieferastes ins Verhältnis gesetzt. Fehler durch Verzerrungs- und Vergrößerungseffekte im OPG, welche Kjellberg in seiner Formel berücksichtigen und durch die unilateral anzuwendende Formel eliminieren konnte, werden in der Formel des modifizierten Asymmetrie-Index leider nicht berücksichtigt. Dadurch konnten bei Messungen im OPG, analog zum Asymmetrie-Index nach Habets, Fehler auftreten, die zu falschen Ergebnissen hinsichtlich des Ausmaßes der Asymmetrie führen konnten. Für Messungen im DVT ist der modifizierte Asymmetrie-Index aufgrund der fehlerfreien Darstellung jedoch hervorragend geeignet. Die Landmarks sind schnell und sicher zu identifizieren und es müssen pro Patient nur zwei Strecken gemessen werden.

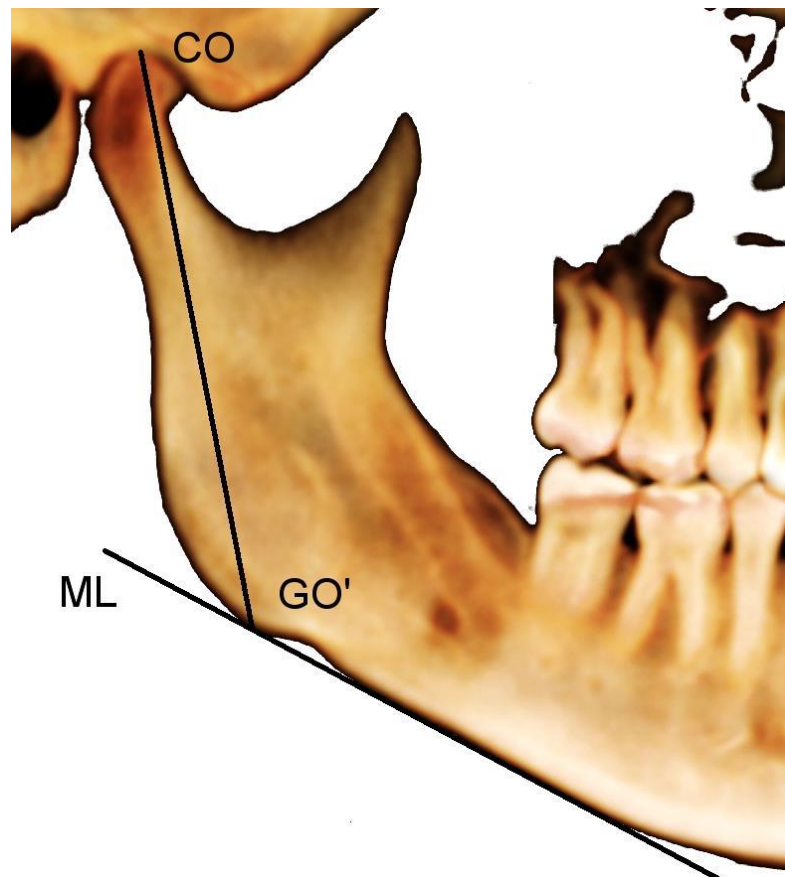


Abb. 20: Ausschnitt aus einer DVT. Gezeigt wird der rechte aufsteigende Unterkieferast. Eingezeichnete Tangente am Unterieferrand: ML, sowie die Strecke (CO – GO') zur Ermittlung des modifizierten AI.

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Intraindividuelle Vermessung im OPG

Bevor die Messungen an den OPGs durchgeführt, ausgewertet und mit anderen verglichen werden konnten, mussten zunächst die Reliabilität und Reproduzierbarkeit der Messungen überprüft werden.

Dementsprechend handelte es sich bei dieser Untersuchung um eine Pilotstudie, bei der eine Prüfung der anzuwendenden Methode stattfand. Vorab wurde ein Signifikanzniveau in Höhe von 5% festgelegt, so dass Abweichungen über 5% eine statistische Signifikanz ausdrücken.

Es wurden aus 79 OPGs, die uns von verschiedenen Zahnarztpraxen im Rahmen von Patientenüberweisungen zur Verfügung gestellt wurden, willkürlich 30 OPGs ausgewählt. Diese wurden vom selben Untersucher drei Mal im Abstand von je einer Woche vermessen. Im Gegensatz zu Inter-Rater Reliabilitätsmessungen, bei denen Messungen von zwei oder mehr unabhängigen Beobachtern durchgeführt

und verglichen werden, werden bei Intra-Rater-Reliabilitätsmessungen alle Messungen vom selben Beobachter durchgeführt.

Die Tatsache, dass die Messungen von einem Beobachter durchgeführt wurden kann Vor- aber auch Nachteile mit sich ziehen.

Im Fokus der Untersuchung lag der direkte Bezug zur klinischen Situation, um den Praxisalltag bestmöglich widerzuspiegeln. Aus diesem Grund wurden die Messungen von einer Person durchgeführt und damit eine Intra-Rater Reliabilitätsmessung untersucht.

An dieser Stelle sei jedoch erwähnt, dass diese Untersuchung eine Grundlage für weitere Untersuchungen darstellt, die an diese anknüpfen und beispielsweise Inter-Rater Reliabilitätsmessungen untersuchen könnten.

Bei den Strecken nach Habets et al., Kjellberg et al. sowie bei denen des modifizierten Asymmetrie-Indexes lagen die Reliabilitätskoeffizienten nach Houston zwischen 97,15% und 99,88%. Die Methodenfehler lagen bei allen Strecken zwischen 0,112mm und 0,803mm.

Bei den Asymmetrie-Indizes nach Habets und Kjellberg lagen die Reliabilitätskoeffizienten nach Houston zwischen 94,44% und 97,50% und die Methodenfehler nach Dahlberg zwischen 0,937% und 2,435%.

Die errechneten Generalized Fleiss' Kappa Werte liegen zwischen 0,796 (Habets AI CH) und 0,948 (Kjellberg SI1). Damit ist eine gute bis sehr gute Übereinstimmung der Asymmetrie-Indizes in allen drei Vergleichsmessungen vorhanden. Die einzelnen Strecken nach Habets, Kjellberg und denen des modifizierten Asymmetrie-Indexes zeigen ebenfalls eine sehr gute Intra-Rater Reproduzierbarkeit bei Messungen im OPG.

Diese Ergebnisse korrespondieren mit denen von Schulze et al., die bereits im Jahr 2000 in ihrer Studie feststellen konnten, dass Messungen von vertikalen sowie horizontalen Strecken im OPG mit einer ausreichenden Genauigkeit für klinische Verwendungen behaftet sind und eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen (Schulze et al. 2000).

Die erste aufgestellte Hypothese konnte somit bestätigt und eine hohe Reproduzierbarkeit sowie Reliabilität bei Intra-Rater Messungen am OPG belegt werden.

5.2.2. *Intraindividuelle Vermessung im DVT*

In dieser Versuchsreihe fand eine Überprüfung der Intra- Rater Reliabilität der einzelnen Strecken von Habets et al., Kjellberg et al. und von denen des modifizierten Asymmetrie-Indexes im DVT statt. Außerdem wurden alle errechneten Asymmetrie-Indizes der drei Vergleichsmessungen hinsichtlich ihrer Übereinstimmung mit dem Generalized Fleiss Kappa verglichen.

Dazu wurden aus 79 DVTs, die uns vom Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München und Wiesbaden) zur Verfügung gestellt wurden, willkürlich 30 ausgewählt. Diese Versuchsreihe ist analog zu 5.2.1 als Pilotstudie zu betrachten. 30 DVTs wurden drei Mal im Abstand von je einer Woche analog zu den OPGs vermessen. Darauf folgte die Auswertung der Messungen mittels Methodenfehler nach Dahlberg, Reliabilitätskoeffizient nach Houston und Generalized Fleiss' Kappa.

Bei den Strecken nach Habets et al., Kjellberg et al. sowie bei denen des modifizierten Asymmetrie-Indexes lagen die Reliabilitätskoeffizienten nach Houston zwischen 88,19% und 99,05%. Die Methodenfehler lagen bei allen Strecken zwischen 0,257mm und 1,292mm.

Bei den Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. und Kjellberg et al. lagen die Reliabilitätskoeffizienten nach Houston zwischen 90,93% und 98,79% und die Methodenfehler nach Dahlberg zwischen 1,502% und 3,203%.

Die errechneten Generalized Fleiss' Kappa Werte liegen zwischen 0,766 (Habets AI RH) und 0,864 (Kjellberg SI1 und SI2). Damit ist eine gute bis sehr gute Übereinstimmung der Asymmetrie-Indizes in allen drei Vergleichsmessungen vorhanden. Die einzelnen Strecken nach Habets et al., Kjellberg et al. und die des modifizierten Asymmetrie-Indexes zeigen ebenfalls eine sehr gute Intra-Rater Reproduzierbarkeit bei Messungen im OPG.

Diese Ergebnisse korrespondieren mit denen von Moshfeghi et al., die in ihrer Studie von 2012 ebenfalls eine hohe Reproduzierbarkeit von Messungen im DVT feststellen konnten (Moshfeghi et al. 2012).

Die zweite Hypothese konnte somit bestätigt und eine hohe Reproduzierbarkeit sowie Reliabilität bei Intra-Rater Messungen am DVT belegt werden.

5.2.3. Vermessung von Strecken nach Kjellberg im OPG und DVT

In dieser Versuchsreihe fand ein direkter Vergleich zwischen Messungen am OPG und Messungen am DVT statt. Hierzu wurden die Strecken nach Kjellberg et al. (CH, RH und MH) im OPG und im DVT gleichermaßen vermessen. Da die OPG's und DVT's in verschiedenen Maßstäben vorlagen, mussten zunächst Maßstabanpassungen erfolgen. Dazu wurden Quotienten(Ratios) gebildet.

Ein Beispiel soll das Vorgehen verdeutlichen:

Am OPG von Patient XY1 wurden die Strecken CH-Rechts, CH-Links, RH-Rechts, RH-Links, MH-Rechts und MH-Links nach Kjellberg et al. vermessen. Anschließend wurden die gleichen Strecken auch am DVT des gleichen Patienten XY1 vermessen. Damit jetzt die jeweiligen Strecken miteinander verglichen werden konnten, wurden Quotienten(Ratios) gebildet.

Folgende Formel wurde für die Berechnung eingesetzt:

$$\mathbf{CH - Kjellberg} = \left[\frac{\mathbf{CH - Rechts(OPG)}}{\mathbf{(CH - Links(OPG))}} \right] / \left[\frac{\mathbf{CH - Rechts(DVT)}}{\mathbf{CH - Links(DVT)}} \right]$$

Formel 5: Formel zum Vergleich von Kjellbergs Strecke CH zwischen OPG und DVT. Die Formel kann gleichermaßen für die Strecken RH und MH nach Kjellberg eingesetzt werden.

Im Idealfall ergibt die Ratio den Wert 1. Das würde für eine perfekte Übereinstimmung zwischen den Messungen im OPG und DVT sprechen.

Die Abweichungen für die Strecken CH, RH und MH lagen bei bis zu 39% (siehe 4.3.).

Da die Reproduzierbarkeit im Vorfeld untersucht und als gut bis sehr gut eingestuft wurde, müssen die Ursachen dieser Abweichungen an den verwendeten Geräten bzw. Methoden liegen.

Die dritte Hypothese konnte somit belegt und klinisch signifikante Unterschiede zwischen Vermessungen am OPG und DVT nachgewiesen werden.

5.2.4. *Asymmetrie-Indizes nach Habets im OPG und DVT*

An dieser Stelle wurden die errechneten Asymmetrie-indizes nach Habets et al. (AI CH und AI RH) von OPG und DVT miteinander verglichen. Da Indizes – im Vergleich zu einzelnen Strecken - skaleninvariant sind, war es möglich absolute Werte direkt miteinander zu vergleichen. Die errechneten Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. wurden in eine Excel Tabelle eingetragen und gegenübergestellt. Das Maß der Übereinstimmung wurde mit Bland Altman Plots und Cohens Kappa Koeffizienten visualisiert.

Für Habets AI RH konnten im Bland Altman Plot Abweichungen von bis zu 17,8% und für Habets AI CH Abweichungen von bis zu 35% zwischen OPG und DVT festgestellt werden.

Obwohl mit dem Cohens Kappa Koeffizienten für AI RH mit 0,101 eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT festgestellt wurde, lag der Cohens Kappa Wert für AI CH bei -0,83 und damit unter dem des Zufalls (0).

Dadurch, dass im Vorfeld die Reproduzierbarkeit der Messungen im OPG und im DVT bestätigt werden konnte, müssen diese großen Abweichungen auf Fehler im Bereich der angewandten Methoden zurückzuführen sein.

Insgesamt zeigen die Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. eine unzureichende Übereinstimmung zwischen OPG und DVT. Da die Untersuchung der Fehlerquellen nicht mehr Teil dieser Untersuchung war, lässt sich an dieser Stelle allerdings nur vermuten worauf die Fehler zurückzuführen sind. Schulze et al. bezeichneten in ihrer Studie von 2000 vertikale Messungen am digitalen OPG als unzuverlässig (Schulze et al. 2000). Außerdem können Positionierungsfehler am OPG dazu geführt haben, dass verstärkt Verzerrungs- und Vergrößerungseffekte zur fehlerhaften Veränderung beigetragen haben (Arora et al. 2013).

Die vierte Hypothese konnte somit belegt und ein klinisch signifikanter Unterschied zwischen den Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. von OPG und DVT bestätigt werden.

5.2.5. Asymmetrie Indizes nach Kjellberg im OPG und DVT

Die Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. (SI1 und SI2) wurden nach Erhebung der notwendigen Messdaten im OPG und DVT berechnet und anschließend verglichen. Um die Asymmetrie-Indizes von OPG und DVT auf Übereinstimmungen zu prüfen, wurden Bland Altman Plots und Cohens Kappa Koeffizienten zur Auswertung herangezogen. Analog zu den Asymmetrie-Indizes von Habets et al. musste vor dem Vergleich keine Maßstabanpassung erfolgen, da die Indizes skaleninvariant sind.

Innerhalb der Limits of Agreement konnten im Bland Altman Plot für Kjellbergs SI1 Abweichungen von bis zu 14,8% zwischen OPG und DVT festgestellt werden. Das spricht korrespondierend mit den Cohens Kappa Wert von 0,180 für eine leichte Übereinstimmung von OPG und DVT.

Beim Vergleich des Asymmetrie-Indexes SI2 nach Kjellberg konnte mit Abweichungen von bis zu 20,5% und einem Cohens Kappa Wert von 0,187 ebenfalls eine leichte Übereinstimmung zwischen OPG und DVT festgestellt werden.

Im Gegensatz zum Asymmetrie-Index von Habets et al. sind hier leichte Übereinstimmungen zwischen OPG und DVT festzustellen. Das ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass der Asymmetrie-Index von Kjellberg et al. unilateral anzuwenden ist. Dadurch werden mögliche Fehler durch Vergrößerungseffekte vermieden (Kjellberg 1994).

Die fünfte Hypothese konnte somit belegt und ein klinisch signifikanter Unterschied zwischen den Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. von OPG und DVT bestätigt werden.

5.2.6. Asymmetrie mit den Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg

In dieser Versuchsreihe wurden beide Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg (SI1 und SI2) miteinander hinsichtlich ihrer Asymmetrie-Einstufung verglichen. Zur Überprüfung wurde der Cohens Kappa Koeffizient herangezogen. Zunächst wurden beide im OPG ermittelten Asymmetrie-Indizes miteinander verglichen. Innerhalb des OPG lag die Übereinstimmung von SI1 und SI2 mit einem C. Kappa Wert von 0,949 in einem sehr guten Bereich.

Beim Vergleich der Asymmetrie-Indizes im DVT konnte ebenfalls, mit einem C. Kappa Wert von 0,949, eine sehr gute Übereinstimmung von SI1 und SI2 evaluiert werden.

Damit konnte einerseits gezeigt werden, dass beide Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. zu einer nahezu identischen Asymmetrie-Einstufung führen, und andererseits die Anwendung innerhalb eines bildgebenden Verfahrens (OPG oder DVT) zu sehr hohen Übereinstimmungen zwischen SI1 und SI2 führt.

Die sechste Hypothese konnte somit belegt werden. Mit beiden Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. konnten identische Ergebnisse hinsichtlich des Ausmaßes der Asymmetrie festgestellt werden.

5.2.7. *Asymmetrie mit dem modifizierten Asymmetrie-Index*

Der modifizierte Asymmetrie- Index wurde bereits in 3.1.6. ausführlich beschrieben. Folgende Formel wurde für die Berechnung des modifizierten Asymmetrie-Indexes verwendet:

$$\text{ModAI} = \frac{\text{Strecke Go}' - \text{Co rechts}}{\text{Strecke Go}' - \text{Co links}}$$

Der Punkt Go' stellt einen neuen festgelegten Messpunkt dar. Er wurde in die Formel des modifizierten Asymmetrie-Indexes integriert, da er besonders gut identifizierbar ist und eine hohe Reproduzierbarkeit aufweist. Mit dem modifizierten Asymmetrie-Index können schnell und zuverlässig Aussagen über mögliche Asymmetrien getroffen werden. Jedoch ist zu berücksichtigen, dass die Formel nicht unilateral anzuwenden ist. Analog zum Asymmetrie-Index von Habets et al. können so Fehler durch mögliche Vergrößerungs- und Verzerrungseffekte entstehen (Türp et al. 1998). Daher wird empfohlen den modifizierten Asymmetrie-Index nur bei Messungen am DVT anzuwenden.

Da die zu messende Strecke (GO'-Co) die gesamte Länge des aufsteigenden Unterkieferastes umfasst, kann mit dem modifizierten Asymmetrie-Index keine Aussage über die genaue Lokalisation einer festgestellten Asymmetrie getroffen werden.

Im Vorfeld wurde eine Toleranzgrenze von 2,5% evaluiert. Ergibt der Asymmetrie-Index den Wert 1, so liegt eine perfekte Symmetrie vor. Patienten, deren

Asymmetrie-Index außerhalb des Bereiches von 0,975 – 1,025 lag, wurden als asymmetrisch eingestuft. Beim Vergleich von OPG und DVT wurden mittels Bland-Altman Plots Abweichungen von bis zu 9% festgestellt. Korrespondierend mit dem Cohens Kappa Wert von 0,163 sprechen diese Ergebnisse für eine leichte Übereinstimmung zwischen den modifizierten Asymmetrie-Indizes von OPG und DVT. Da die Messungen mit dem modifizierten Asymmetrie-Index innerhalb eines bildgebenden Verfahrens (OPG oder DVT) im Vorfeld als reproduzierbar evaluiert wurden (Reliabilitätskoeffizient nach Houston: 93,32% - 99,85%), müssen diese Unterschiede auf Abbildungsfehler zurückzuführen sein. Das könnte daran liegen, dass verschieden positionierte Strukturen im OPG mit einer unterschiedlichen Vergrößerung dargestellt werden. Phillip und Hurts konnten Vergrößerungen am OPG von 22,5 bis 28% feststellen (Al Bourney, 1999). Thanyakarn et al. zeigten eine Vergrößerung der ersten Molaren im Oberkiefer von 17 - 28% im Vergleich zu einer Vergrößerung der Prämolaren im Unterkiefer von 13% - 15%. (Thanyakarn et al. 1992). Im DVT hingegen werden knöcherne und parodontale Strukturen maßstabsgetreu sowie überlagerungs- und verzerrungsfrei dargestellt (Gray et al. 2003).

Die siebte Hypothese konnte somit belegt und klinisch signifikante Unterschiede zwischen den modifizierten Asymmetrie-Indizes von OPG und DVT festgestellt werden.

5.2.8. Vergleich von vier verschiedenen Asymmetrie-Indizes im DVT

In dieser abschließenden Versuchsreihe wurden vier verschiedene Asymmetrie-Indizes miteinander hinsichtlich ihrer Aussage verglichen. Dazu wurden die aus den DVT-Messdaten errechneten Asymmetrie-Indizes mit dem Generalized Fleiss Kappa Koeffizienten ausgewertet.

Mit einem GFK von 0,192 konnte eine leichte Übereinstimmung zwischen folgenden Asymmetrie-Indizes im DVT festgestellt werden:

Habets(AICH+AIRH)

Kjellberg SI1

Kjellberg SI2

Modifizierter AI

Die gleiche Untersuchung ohne Berücksichtigung der Asymmetrie-Indizes nach Habets et al. ergab einen GFK von **0,631**. Damit ist laut Landis und Koch eine beachtliche Übereinstimmung zwischen den Asymmetrie- Indizes SI1, SI2 und dem modifizierten Asymmetrie-Index vorhanden.

Die achte Hypothese kann somit nur zum Teil belegt werden, da die Asymmetrie-Indizes von Habets et al. zu große Abweichungen zu den anderen Asymmetrie-Indizes aufweisen.

5.3 Schlussfolgerungen

Die hier vorgestellten Ergebnisse lassen die Interpretation zu, dass die Bestimmung und Auswertung von Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Unterkieferäste im OPG nur unzureichend möglich ist. Bei den Streckenmessungen nach Habets et al., Kjellberg et al., sowie mit dem modifizierten Asymmetrie-Index wurden signifikante Unterschiede zwischen OPG und DVT festgestellt.

Außerdem führte die Anwendung von verschiedenen Asymmetrie-Indizes im DVT an einem Patienten zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Am größten waren die Unterschiede mit dem Asymmetrie-Index nach Habets et al. Damit korrespondieren die Ergebnisse dieser Untersuchung mit denen von Türp et al., die 1995 aufgrund der Vergrößerungs-, Überlagerungs- und Verzerrungseffekte von der Verwendung des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al. abgeraten hatten (Türp et al. 1995). Außerdem stützen sich die Ergebnisse dieser Untersuchung auf denen von Tronje et al., die bereits 1981 in Ihrer Untersuchung feststellen konnten, dass OPGs zur exakten Messung von vertikalen Dimensionen ungeeignet sind (Tronje et al. 1981).

Die Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. haben sich als durchaus funktions-tüchtig und reliabel erwiesen.

Der innerhalb dieser Studie entwickelte modifizierte Asymmetrie-Index hat sich als schnelle und zuverlässige Alternative zum Asymmetrie-Index nach Kjellberg et al.

erwiesen. Allerdings eignet sich der modifizierte Asymmetrie-Index, aufgrund der nicht unilateral anzuwendenden Formel, nur zur Anwendung bei Messungen am DVT.

Unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse wird empfohlen, funktionsdiagnostische Untersuchungen, vor allem die Bestimmung von Asymmetrien im Bereich des aufsteigenden Unterkieferastes, unter Verwendung einer DVT durchzuführen. Dabei sollte die Funktionsdiagnostik mit Hilfe der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg et al. und/oder mit dem modifizierten Asymmetrie-Index erfolgen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

- Ahlers M, Jakstat H. 2001.** Durchführung der klinischen Funktionsanalyse. In: Ahlers MO, Jakstat HA. (Hrsg.): Klinische Funktionsanalyse - Interdisziplinäres Vorgehen mit optimierten Befundbögen,. Hamburg : Ausg. 2. dentaConcept, 2001.
- Ahlers, M., Freesmeyer, W., Götz, G. Jakstat, H. A., Koeck, B., Meyer, G. 2003.** Instrumentelle, bildgebende und konsiliarische Verfahren zur CMD-Diagnostik - Stellungnahme der DGZMK. s.l. : DZZ 58; 7, 2003.
- Al Bourney, M. 1999.** Verwendung des Fernröntgenseitenbildes des Kopfes und des Orthopantomogramms zur metrischen Analyse des Schädels in der Kieferorthopädie. Eine Vergleichende Studie. *Med. Diss.* Gießen : s.n., 1999, S. 7-8.
- Almășan OC, Băciuț M, Hedeșiu M, Bran S, Almășan H, Băciuț G. 2013.** Posteroanterior cephalometric changes in subjects with temporomandibular joint disorders. *Dentomaxillofac Radiol.* University of Medicine and Pharmacy Iuliu Hatieganu, Cluj-Napoca, Romania : s.n., 2013, S. 42(1):20120039.
- Arai, Y., Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. 1999.** Development of a compact computer tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999, S. Jul;28(4):245-8.
- Arora, H., Jain V, Pai KM, Kamboj R. 2013.** Precision of dimensional measurements of mandible in different positions on orthopantomogram. *Indian J Dent Res.* 2013, S. Jan-Feb;24(1):48-51.
- Barghan S, Merrill R, Tetradis S. 2010.** Cone beam computed tomography imaging in the evaluation of the temporomandibular joint. *J Calif Dent Assoc.* 2010, S. Jan;38(1):33-9.
- Behfar, L. 2005.** *Fehlpositionierungsbedingte „Verzerrungen“ der Panoramaschichtaufnahme.* Universitätsklinikum Hamburg : Med. Diss., 2005.
- Bland, J.M., Altman D.G. 1999.** Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res.* 1999, S. S.135-160.
- Bland, J.M., Altman, D.G. 1986.** Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986, S. S.307-310.
- Cattaneo, PM., Melsen B. 2008.** The use of cone-beam computed tomography in an orthodontic department in between research and daily clinic. *World J Orthod.* 2008, S. Fall;9(3):269-82.

- Clarke R, Valentin J. 2009.** ICRP publication 109. Application of the Commission's Recommendations for the protection of people in emergency exposure situations. *Ann ICRP*. 2009, S. 39(1):1-110.
- Cohen, J. 1960.** A coefficient of agreement for nominal scales. *Educational and Psychological Measurement*. 1960, S. 20, S.37–46.
- Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. 2002.** Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol*. 2002, S. 12(3):634-7.
- Dahlberg, G. 1940.** Statistical methods for medical and biological students. *George Allen and Unwin*. London : s.n., 1940.
- de Leeuw, R. 2008.** Post MVA TMD patients endorse more general symptoms than nontrauma TMD patients. [Buchverf.] *J Evid Based Dent Pract*. University of Kentucky : s.n., 2008, S. Dec;8(4):246-8.
- Düker, J. 1992.** *Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme*. Universität Heidelberg : Med. Diss., 1992.
- Farrant, S.D. 1986.** The place of rotational tomography in dentistry. 2. Orthodontics. *Radiograph*. 1986, S. Jan-Feb;52(601):23-7.
- Ferrario V.F., Sforza, C., Miani, A. Jr, Sigurta, D. 1997.** Asymmetry of normal mandibular condylar shape. *Acta Anat (Basel)*. 1997, S. 158(4):266-73.
- Fleiss, J.L. 1971.** Measuring nominal scale agreement among many raters. *Psychological Bulletin*. 1971, S. 5, S.378–382.
- Fuhr, K., Reiber, Th. 1989.** Klinische Funktionsdiagnostik. Funktionsstörungen des Kauorgans. München, Wien, Baltimore : PdZ 8, 2. Aufl. Urban und Schwarzenberg, 1989, S. 77-78.
- Genius, A. 2011.** Evidenzbasierte Analyse von Beiträgen zur zahnärztlichen Funktionsdiagnostik in der deutschen Zahnärztlichen Zeitschrift im Zeitraum zwischen 1960 - 2000. *Med. Diss.* Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf : s.n., 2011.
- Gray, C., Redpath, T., Smith, F., Staff, R. 2003.** Advanced imaging: Magnetic resonance imagin in implant dentistry. *Clinical Oral Implants Research*. 2003, S. 14; 18-27.
- Grunheid T, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. 2012.** Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012, S. 141(4):436-43.

- Habets, LL., Bezuur JN, Hansson TL. 1988.** The recognition of craniomandibular disorders--a comparison between clinical, tomographical, and dental panoramic radiographical findings in thirty-one subjects. *J Oral Rehabil.* University of Amsterdam, The Netherlands : s.n., 1988, S. 15(6):549-54.
- Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. 2005.** Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J.* 2005, S. 42(2):128-37.
- Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. 2006.** Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci.* 2006, S. 48(1):27-34.
- Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K, et al. 2007.** Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007, S. 36(8):465-71.
- Hayakawa, Y., Wakoh, M., Fujimori, J., Ohta, Y., Kuroyanagi, K. 1993.** Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography. *Bull Tokyo Dent Coll.* 1993, S. May;34(2):51-8.
- Hilgers ML., Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. 2005.** Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalo-metric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005, S. 128: 803–811.
- Hirsch E, Mersmann T, Bumann A. 2012.** Dose reduction by wearing a thyroid protection shield during CBCT-scan. *12 European Congress of Dento-Maxillo-Facial Radiology.* Istanbul : s.n., 2012.
- Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. 2006.** Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006, S. May;35(3):152-7.
- Honda K., Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K et al. 2004.** Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, S. 33: 391–395.

- Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS et al. 2007.** Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: Comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007, S. Oct;132(4):429-38.
- Houston, W.J.B. 1983.** The analysis of errors in orthodontic measurements. *American Journal of Orthodontics.* 1983, S. 83, S.382–390.
- Huang PC, Zhang DQ. 2012.** Condylar position and condylar symmetry in patients with temporomandibular disorders. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* China : s.n., 2012, S. Dec;21(6):663-7.
- Huntjens E, Kiss G, Wouters C, Carels C. 2008.** Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography. *Eur J Orthod.* 2008, S. Dec;30(6):545-51.
- Hupfaut, L. 1989.** Vorwort. In: Funktionsstörungen des Kauorgans. *Bd 8, Urban & Schwarzenberg.* München, Wien, Baltimore : s.n., 1989.
- Iturriaga, V., Navarro, P., Cantin, M., Fuentes, R. 2012.** Prevalence of vertical condilar asymmetry of the temporomandibular joint in patients with signs and symptoms of temporomandibular disorders. *Int. J. Morphol.* 2012, S. 30(1):315-321.
- Kaplan, A.S., Assael, L.A. 1991.** *Temporomandibular Disorders: Diagnosis and Treatment.* Philadelphia : Saunders, 1991.
- Karic, VV., Miller VJ, Nehete SR, Ofec R, Smidt A. 2013.** The temporomandibular opening index and condylar asymmetry in myogenous TMD and non-TMD patients: report of a pilot study. *Quintessence Int.* 2013, S. Jan;44(1):e141-5.
- Kim TS, Obst C, Zehaczek S, Geenen C. 2008.** Detection of bone loss with different X-ray techniques in periodontal patients. *J Periodontol.* 2008, S. 79(7):1141-9.
- Kjellberg, H., Ekestubbe, A., Kiliaridis, S., Thilander, B. 1994.** Condylar height on panoramic radiographs. A methodologic study with a clinical. *Acta Odontol Scand.* 1994, S. Feb;52(1):43-50.
- Koller, F. 2007.** Die Bestimmung der effektiven Dosen bei CT-Untersuchungen und deren Beeinflussung durch Einstellparameter. *Fortschr. Röntgenstr.* 2007, S. 179(1): 38-45.

- Landis, J.R., Koch, G.G. 1977.** The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977, S. 33, S.159–174.
- Larheim, T.A., Svanaes. 1986.** Reproducibility of rotational panoramic radiography: mandibular linear dimensions and angles. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1986, S. Jul;90(1):45-51.
- Lecomber, A.R., Faulkner, K. 1993.** Dose reduction in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 1993, S. May;22(2):69-73.
- Lemm, T. 2002.** Untersuchungen zu Stellenwert und Aussagekraft der 3 - D - SPECT - Rekonstruktion und der [18 F] - Fluorid - PET - Untersuchung zur Diagnostik in der Mund - , Kiefer - und Gesichtschirurgie. *Med. Diss.* Universität Freiburg : s.n., 2002.
- Lewis EL, Dolwick MF, Abramowicz S, Reeder SL. 2008.** Contemporary imaging of the temporomandibular joint. *Dent Clin North Am*. 2008, S. Oct;52(4):875-90.
- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. 2006.** Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006, S. 35(4):219-26.
- Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. 2003.** Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol*. 2003, S. 32(4):229-34.
- Ludlow JB, Ivanovic M. 2008.** Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008, S. 106(1):106-14.
- Ludlow JB, Walker C. 2013.** Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013, S. 144(6):802-17.
- Luz JG, Miyazaki LT, Rodrigues L. 2002.** Verification of the symmetry of the mandibular ramus in patients with temporomandibular disorders and asymptomatic individuals: a comparative study. *Bull Group Int. Rech Sci Stomatol Odontol*. University of Sao Paulo, Brazil : s.n., 2002, S. Oct-Dec;44(3):83-7.
- Maeda M, Katsumata A, Ariji Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, Kurita K, Ariji E. 2006.** 3D CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endol*. Japan : s.n., 2006, S. Sep;102(3):382-90.

- Mah JK, Huang JC, Choo H. 2010.** Practical applications of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 2010, S. Oct;141 Suppl 3:7S-13S.
- Mawani, F., Lam EW, Heo G, McKee I, Raboud DW, Major PW. 2005.** Condylar shape analysis using panoramic radiography units and conventional tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005, S. Mar;99(3):341-8.
- Merrett, SJ., Drage NA, Durning P. 2010.** Cone beam computed tomography: a useful tool in orthodontic diagnosis and treatment planning. *J Orthod.* 2010, S. Sep;36(3):202-10.
- Miller, VJ., Yoeli Z, Barnea E, Zeltser C. 1998.** The effect of parafunction on condylar asymmetry in patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 1998, S. Sep;25(9):721-4.
- Möbes, O., Becker J., Schnelle C., Ewen K., Kemper J., Cohnen M. 2000.** Strahlenexposition bei der digitalen Volumetomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 2000, S. 55: 336-339.
- Moshfeghi, M., Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. 2012.** Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). *Dent Res J (Isfahan).* Tehran, Iran : s.n., 2012, S. Dec;9(Suppl 1):S57-62.
- Mozzo, P., Procacci C., Tacconi A., Tinazzi Martini P., Bergamo Andreis. 1998.** A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998, S. 8(9):1558-64.
- Mueller, W.H., Martorell, R. 1988.** Reliability and accuracy of measurement. *Human Kinetics Books.* 1988, S. S.83-86.
- Nitsch, J.P. 1979.** Der routinemäßige Einsatz des Orthopantomographen als Diagnostikum in der zahnärztlichen Praxis. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1979, S. 34, 231-232.
- Numata, H. 1934.** A trial on the narrow beam radiography. *J Shimazu Studies.* Japan : s.n., 1934, S. 12:6-12.
- Numata, H. 1933.** Consideration of the parabolic radiography of the dental arch. *J Shimazu Studies.* Japan : s.n., 1933, S. 10:13-21.

- Olmez, H., Gorgulu, S., Akin, E., Bengi, A.O., Tekdemir, I., and Ors, F. 2011.** Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod.* 2011, S. 81(3): p. 375-82.
- Ottl, P., Reiber, T., Lange, M., Lauer, H.K. 2005.** Der Klinische Funktionsstatus der Arbeitsgemeinschaft für funktionsdiagnostik und Therapie in der DGZMK. *Stellungnahme der DGZMK.* 2005.
- Paatero, Y. V. 1954.** Pantomography in theory and use. *Acta Radiol.* 1954, S. 41:321-335.
- Papadopoulos, MA., Jannowitz C, Boettcher P, Henke J, Stolla R, Zeilhofer HF. 2005.** *J Craniomaxillofac Surg.* 2005, S. 33(4):229–37.
- Patel, J.R., Manson Hing, L.R. 1986.** The horizontal plane in patient positioning for panoramic radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1986, S. Sep;62(3):350-3.
- Petersson, A. 2010.** What you can and cannot see in TMJ imaging – an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil.* 2010, S. Oct;37(10):771-8.
- Pizolato, RA., Freitas-Fernandes FS, Gavião MB. 2013.** Anxiety/depression and orofacial myofacial disorders as factors associated with TMD in children. *Braz Oral Res. Brazil.* : s.n., 2013, S. Mar-Apr;27(2):156-62.
- Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. 2010.** Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010, S. 110(6):770-6.
- Quintero, J.C., Trosien, A., Hatcher, D., and Kapila, S.,. 1999.** Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod.* 1999, S. 69(6): p. 491-506.
- Rahn. 1989.** Zahnärztliche Radiologie – Eine Einführung für Studenten. Wien : s.n., 1989.
- Saglam, AA., Sanli G. 2004.** Condylar asymmetry measurements in patients with temporomandibular disorders. *J Contemp Dent Prac.* 2004, S. Aug 15;5(3):59-65.
- Samandari, F. 1995.** Curriculum Funktionelle Anatomie für Zahnmediziner. 1995, S. S. 90-108.
- Schmitter, M., Gabbert O, Ohlmann B, Hassel A, Wolff D, Rammelsberg P et al. 2006.** Assessment of the reliability and validity of panoramic imaging for

assessment of mandibular condyle morphology using both MRI and clinical examination as the gold standard. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006, S. Aug;102(2):220-4.

Schopf, P. 2000. Curriculum Kieferorthopädie Band II. 4. überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Kieferorthopädische Apparatesysteme Teil 2 - Werkstoffe / Festsitzende Apparaturen. 2000, S. Band I: S. 1–440, 437, Band II: S. 441–922.

Schulte, W. 1970. Zur funktionellen Behandlung der Myoarthropathien des Kauorgans. Ein diagnostisches und physiotherapeutisches Programm. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 1970, S. 25, 423.

Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. 2004. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004, S. 33(2):83-6.

Schulze, R., Krummenauer, F., Schalldach, F., d'Hoedt, B. 2000. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000, S. Jan;29(1):52-6.

Scott, W. 1955. Reliability of content analysis: The case of nominal scale coding. *W.Public Opinion Quarterly.* 1955, S. 3, S.321–325.

Sherman, JJ., Carlson CR, Wilson JF, Okeson JP, McCubbin JA. 2005. Post-traumatic stress disorder among patients with orofacial pain. *J Orofac Pain.* 2005, S. Fall;19(4):309-17.

Stelzenmüller, W., Wiesner, J. 2004. Therapie von Kiefergelenkschmerzen: ein Behandlungskonzept für Zahnärzte. 2004, S. S. 12 ff.

Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortesiemi M. 2009. osimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009, S. 38(6):367-78.

Thanyakarn, C., Hansen K, Rohlin M. 1992. Measurements of tooth length in panoramic radiographs. 2: Observer performance. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992, S. Feb;21(1):31-5.

Tronje, G., Eliasson, S., Julien, P., Welander, U. 1981. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiological Diagnosis.* 1981, S. 22(4):449-55.

- Türp, J.C., Alt, K.W., Vach, W., Harbich, K. 1998.** Mandibular condyles and rami are asymmetric structures. *Cranio*. 1998, S. Jan;16(1):51-6.
- Türp, J.C., Vach, Strub, J.R., Harbich, K., Alt, K.W. 1995.** Erkennung von mandibulären Asymmetrien auf der Panoramaschichtaufnahme. Ein Beispiel für die Notwendigkeit der Beurteilung der Güte eines diagnostischen Verfahrens. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1995, S. 105:755-759.
- Ververs, MJB., Ouwerkerk JL, van der Heijden G, Steenks MH, De Wijer A. 2004.** Ätiologie der kranio-mandibulären Dysfunktion: eine Literaturübersicht. *Dtsch Zahnärztl Z*. 2004, S. 59:556-562.
- Wang, RY., Ma XC, Zhang WL, Liu DG. 2007.** Investigation of temporomandibular joint space of healthy adults by using cone beam computed tomography. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2007, S. Oct 18;39(5):503-6.
- Windisch, S.I. 1997.** Das Panoramaschichtaufnahmeverfahren – Visuelle und metrische Analyse zur Identifikation von Panoramaschichtaufnahmen fehlpositionierter Patienten und ihre Bedeutung für die Implantologie. *Med. Diss.* Universität Tübingen : s.n., 1997.
- Winocur, E., Emodi-Perlman A, Reiter S, Goldsmith C, Cohen D, Rubin P. 2010.** Introduction to the official announcement of the AADR on treatment of patients suffering from temporomandibular disorders (TMD). *Refuat Hapeh Vehashinayim*. 2010, S. Jul;27(3):40-2.
- Winocur, E., Reiter S, Krichmer M, Kaffe I. 2010.** Classifying degenerative joint disease by the RDC/TMD and by panoramic imaging: a retrospective analysis. *J Oral Rehabil*. Israel : s.n., 2010, S. Mar;37(3):171-7.
- Xiao S, Bresler Y, Munson DC. 2003.** Fast Feldkamp Algorithm for Cone Beam Tomography. University of Illinois : s.n., 2003.
- Xie, Q., Wolf, J., Ainamo, A. 1997.** Quantitative assessment of vertical heights of maxillary and mandibular bones in panoramic radiographs of elderly dentate and edentulous subjects. *Acta Odontol Scand*. 1997, S. Jun;55(3):155-61.
- Ziegler, CM., Woertche R, Brief J, Hassfeld S. 2002.** Clinical indication for Volume tomography in oraland maxillofacial surgery. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2002, S. Mar;31(2):126-30.

7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abb. 1: Schematische Darstellung des Unterkiefers. Ansicht von ventro-.....	5
Abb. 2: Schematische Darstellung des Unterkiefers. Ansicht von dorso-.....	6
Abb. 3: Ursachen von CMD nach Lauritzen aus (Ahlers u. Jakstat 2001).....	8
Abb. 4: Fotografie eines Orthopantomographen Quelle: dentalHUB.net.....	11
Abb. 5: Fotografie des digitalen Volumentomographen „MESANTIS® line“	13
Abb. 6: oben: aus dem 3D-DVT-Datensatz generi-.....	21
Abb. 7: Schematische Darstellung eines Unterkieferastes.....	22
Abb. 8: Schematische Darstellung des aufsteigend-.....	24
Abb. 9: Schematische Darstellung des aufsteigend-.....	26
Abb.10: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke CH-	43
Abb.11: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke MH-	44
Abb.12: Bland Altman Plot zum Vergleich von der Strecke CH-	45
Abb.13: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Ind-	46
Abb.14: Bland Altman Plot zum Vergleich des Asymmetrie-Ind-.....	48
Abb.15: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Ind-	50
Abb.16: Bland Altman Plot zum Vergleich der Asymmetrie-Ind-	52
Abb.17: Bland Altman Plot zum Vergleich der modifizierten Asy-.....	56
Abb.18: Ausschnitt aus einem OPG. Gezeigt wird der rechte-.....	60
Abb.19: links: Ausschnitt aus einem OPG, rechts: Ausschnitt-	62
Abb.20: Ausschnitt aus einer DVT. Gezeigt wird der rechte.	64

8. TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1: Darstellung der Geschlechts- und Altersverteilung-	18
Tab. 2: Darstellung von technischen Angaben der verwendeten DVT-Geräte- ...	19
Tab. 3: Kategorisierung von Cohens Kappa Werten-	32
Tab. 4: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	37
Tab. 5: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	38
Tab. 6: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	38
Tab. 7: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	39
Tab. 8: Darstellung der Generalized Fleiss‘ Kappa Werte-.....	39
Tab. 9: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	40

Tab.10: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	40
Tab.11: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	41
Tab.12: Darstellung des Methodenfehlers nach Dahlberg-	41
Tab.13: Darstellung der Generalized Fleiss' Kappa Werte zur-.....	42
Tab.14: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG-..	47
Tab.15: Berechnung des Cohen´s Kappa Wertes zur Überprüfung-	47
Tab.16: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG-	48
Tab.17: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG-.....	49
Tab.18: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG-	51
Tab.19: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG-.....	51
Tab.20: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im OPG-	52
Tab.21: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OPG-.....	53
Tab.22: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung mit beiden-	53
Tab.23: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung der Asymmetrie-In-	54
Tab.24: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung-	54
Tab.25: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung der Asymmetrie-Ind.	55
Tab.26: Kreuztabelle zum Vergleich der Symmetrieeinstufung im O-	56
Tab.27: Tabelle zur Überprüfung der Übereinstimmung zwischen OP-.....	57
Tab.28: Tabelle zur Darstellung der prozentualen Verteilung der er-	58

9. FORMELVERZEICHNIS

Formel 1: Formel zur Errechnung des Asymmetrie-Indexes nach Habets et al.	23
Formel 2: Formeln zur Errechnung der Asymmetrie-Indizes nach Kjellberg	25
Formel 3: Formel zur Errechnung des modifizierten Asymmetrie-Indexes.....	27
Formel 4: Formel nach Cohens Kappa zur Errechn-.....	32
Formel 5: Formel zum Vergleich von Kjellbergs Strecke CH zwische-..	67

10. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AI	Asymmetrie-Index
B	Breite
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CMD	Craniomandibuläre Dysfunktionen
CT	Computertomographie
D	Durchmesser
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde
DVT	Digitale(Dentale)Volumentomographie
GFK	Generalized Fleiss Kappa
H	Höhe
kV	Kilovolt
LOA	Limits of Agreement
mA	Milliampere
ModAI	Modifizierter Asymmetrie-Index
n	Anzahl
OPG	Orthopantomogramm
SD	Standardabweichung
TMD	Temporomandibular Disorders
TMJD	Temporomandibular Joint Diseases and Disorders
z.B.	zum Beispiel
3D	Dreidimensional

11. EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

„Ich, Parham Shafé, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: **„Asymmetrien im Be-reich des aufsteigenden Unterkieferastes - vergleichende Untersuchung zwischen Panoramaschichtaufnahmen und dentalen Volumentomogrammen“** selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Berlin,den 23. April 2014

Unterschrift:

12. LEBENSLAUF

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

13. DANKSAGUNG

Zunächst möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Professor Dr. Axel Bumann bedanken. Ohne seine zielgerichtete und intensive Betreuung wäre die Fertigstellung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Außerdem möchte ich mich bei den Mitarbeitern des Röntgeninstitutes Mesantis bedanken, die mir bei Fragen stets hilfsbereit zur Seite standen.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Erik Kirst, der mir bei der Erstellung und Auswertung der Statistik mit gutem Rat zur Seite stand.

Abschließend möchte ich mich für den stets bedingungslosen Rückhalt meiner Familie bedanken. Deren Unterstützung und Liebe gingen weit über Studium und Promotion hinaus.