

Aus dem Institut für 3D-Dentalradiologie - MESANTIS Berlin

DISSERTATION

**Vergleichende Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit
zervikaler vertebraler Maturationsstadien in virtuellen seitlichen
Fernröntgenbildern und dentalen Volumentomogrammen**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Sandra Maria Kurzal

aus Kedzierzyn-Kozle

Datum der Promotion: 04.06.2021

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	III
Diagrammverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VI
Formelverzeichnis	VIII
Zusammenfassung	IX
Abstract	XI
1 Einleitung	13
1.1 Aufbau und Struktur der Halswirbel	13
1.2 Zervikale vertebrale Maturationsstadien	17
1.2.1 Begriffserklärung.....	24
1.2.2 Anwendungsgebiete	24
1.3 Fernröntgenseitenbild (FRS).....	25
1.3.1 Konventionelles Fernröntgenseitenbild.....	25
1.3.2 Virtuelles Fernröntgenseitenbild	27
1.4 Digitale Volumentomographie (DVT)	29
1.4.1 Field of View	32
1.4.2 Bildqualität	33
1.4.3 Strahlenbelastung.....	34
2 Fragestellung	37
3 Methodik	38
3.1 Allgemeine Methodik.....	38
3.1.1 Patientenkollektiv	38
3.1.2 DVT-Aufnahme	38
3.1.3 Auswertungssoftware und Befundungsmonitor	40
3.1.4 Allgemeine Messmethodik.....	41
3.2 Spezielle Methodik	48
3.2.1 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS	48
3.2.2 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS	50
3.2.3 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT	50
3.2.4 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT	51
3.2.5 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS	51

3.2.6	Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT.....	54
3.2.7	Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT.....	55
3.2.8	Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT.....	55
3.2.9	Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT.....	56
3.2.10	Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT.....	56
3.3	Statistische Auswertung.....	57
4	Ergebnisse.....	60
4.1	Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS..	60
4.2	Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS..	61
4.3	Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT	63
4.4	Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT	66
4.5	Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS ...	70
4.6	Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT.....	72
4.7	Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT	75
4.8	Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT.....	78
4.9	Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT	87
4.10	Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT	94
5	Diskussion.....	101
5.1	Diskussion der Methoden	101
5.2	Diskussion der Ergebnisse	103
5.2.1	Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS	103
5.2.2	Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS	107
5.2.3	Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT	110
5.2.4	Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT.....	111
5.2.5	Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS	112
5.2.6	Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT.....	115
5.2.7	Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT.....	117
5.2.8	Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT.....	118
5.2.9	Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT.....	118
5.2.10	Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT.....	119
5.3	Limitationen.....	120
5.4	Schlussfolgerungen	121
	Literaturverzeichnis	122
	Eidesstattliche Erklärung	136

Lebenslauf	137
Danksagung.....	139

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ALADA	<i>As Low As Diagnostically Acceptable</i>
ALADAIP	<i>As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific</i>
BAR	Relation von kaudaler Breite zur anterioren Höhe
ca.	circa
CBCT	<i>Cone Beam Computer Tomography</i>
CCD	<i>charge coupled device</i>
cd/m ²	Candela/Quadratmeter
CI-	untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls
CL+	obere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls
Conc	Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel
CVM	<i>Cervical Vertebral Maturation</i>
CVMS	<i>Cervical Vertebral Maturation Stage</i>
CS	<i>Cervical Stage</i>
CT	Computertomographie
C2	zweiter Halswirbel
C3	dritter Halswirbel
C4	vierter Halswirbel
DGKFO	Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie e.V.
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- Und Kieferheilkunde e.V.
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
3D	dreidimensional
DVT	digitale Volumentomographie
DVT_l_lat	links laterale Schicht im DVT
DVT_r_lat	rechts laterale Schicht im DVT
DVT_z	zentrische Schicht im DVT
FoV	<i>Field of View</i>
H	Höhe

Hz	Herz
ICC	Intraklassen-Korrelationskoeffizient
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
Kap.	Kapitel
kV	Kilovolt
mA	Milliamper
MB	Megabyte
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
NHP	<i>natural head position</i>
PAR	Relation von posteriorer zur anterioren Höhe
Pkt.	Punkt
s.	siehe
SC	<i>SuperCeph</i>
SMI	<i>Skeletal Maturation Index</i>
SML	<i>Skeletal Maturation Level</i>
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Sv / μ Sv	Sievert / Mikrosievert
Tab.	Tabelle
z.B.	zum Beispiel

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1:	Erster Halswirbel, Atlas	14
Abbildung 1.2:	Zweiter Halswirbel, Axis	15
Abbildung 1.3:	Fünfter Halswirbel	16
Abbildung 1.4:	Visuelles Schema der CVM-Methode nach Lamparski.....	17
Abbildung 1.5:	Visuelles Schema der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2002).....	20
Abbildung 1.6:	Visuelles Schema der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2005).....	22
Abbildung 1.7:	Funktionsprinzip der Fernröntgenseitenaufnahme	27
Abbildung 1.8:	Unterschiedliche Aufnahmemodi bei CT und DVT	30
Abbildung 3.1:	Ausrichtung der Wirbel in der Horizontalebene – Sagittalschnitt.....	42
Abbildung 3.2:	Ausrichtung der Wirbel in der Sagittal- und Transversalebene – Horizontalschnitt	43
Abbildung 3.3:	Ausrichtung der Wirbel in der Horizontal- und Sagittalebene - Transversalschnitt.....	43
Abbildung 3.4:	Rechtilaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Transversalschnitt.....	45
Abbildung 3.5:	Rechtilaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Horizontalschnitt	45
Abbildung 3.6:	Linkslaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Transversalschnitt.....	46
Abbildung 3.7:	Linkslaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Horizontalschnitt	46
Abbildung 3.8:	Virtuelles Fernröntgenseitenbild	47
Abbildung 3.9:	Formen der Halswirbel C3 und C4.....	48
Abbildung 3.10:	Schematische Darstellung der CVM-Stadien Einteilung	49
Abbildung 3.11:	Messpunkte bei den Halswirbeln C2 bis C4	51
Abbildung 3.12:	Messparameter Conc bei den Halswirbeln C2 und C3	52
Abbildung 3.13:	Messparameter BAR bei dem Halswirbel C3.....	53
Abbildung 3.14:	Messparameter PAR bei dem Halswirbel C3.....	54
Abbildung 4.1:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für den Wirbelkörper C2 in mm (n=51).....	78
Abbildung 4.2:	Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C2Conc (n=51)	80

Abbildung 4.3:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3 in mm (n=51)	81
Abbildung 4.4:	Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3Conc (n=51)	83
Abbildung 4.5:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4Conc (n=51)	84
Abbildung 4.6:	Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4Conc (n=51)	86
Abbildung 4.7:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3PAR (n=51)	88
Abbildung 4.8:	Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3PAR (n=51)	90
Abbildung 4.9:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4PAR (n=51)	91
Abbildung 4.10:	Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4PAR (n=51)	93
Abbildung 4.11:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3BAR (n=51)	94
Abbildung 4.12:	Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3BAR (n=51)	96
Abbildung 4.13:	Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4BAR (n=51)	97
Abbildung 4.14:	Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4BAR (n=51)	99

Diagrammverzeichnis

Diagramm 4.1	Messwertverteilung im virtuellen FRS im intraindividuellen visuellen Vergleich	60
Diagramm 4.2:	Messwertverteilung im virtuellen FRS im interindividuellen visuellen Vergleich	62
Diagramm 4.3:	Messwertverteilung in der zentrischen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich	63
Diagramm 4.4:	Messwertverteilung in der rechts lateralen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich	64
Diagramm 4.5:	Messwertverteilung in der links lateralen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich	65
Diagramm 4.6:	Messwertverteilung in der zentrischen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich	67
Diagramm 4.7:	Messwertverteilung in der rechts lateralen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich	68
Diagramm 4.8:	Messwertverteilung in der links lateralen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich	69

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1.1:	CVM-Stadien Einteilung nach Lamparski	18
Tabelle 1.2:	CVM-Stadien Einteilung nach Hassel und Farman.....	19
Tabelle 1.3:	CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2002)	21
Tabelle 1.4:	CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2005)	23
Tabelle 3.1:	Geschlechts- und Altersverteilung des Patientenkollektivs.....	38
Tabelle 3.2:	Technische Daten der genutzten DVT-Geräte.....	39
Tabelle 3.3:	Technische Daten der Befundungsmonitore.....	41
Tabelle 3.4:	Visuelle CVM-Stadien Einteilung	49
Tabelle 3.5:	Einordnung der ICC-Werte	57
Tabelle 4.1:	ICC-Werte im virtuellen FRS im intraindividuellen visuellen Vergleich	61
Tabelle 4.2:	ICC-Werte im virtuellen FRS im interindividuellen visuellen Vergleich	63
Tabelle 4.3:	ICC-Werte im intraindividuellen visuellen Vergleich in Abhängigkeit von der betrachteten Schicht im DVT.	66
Tabelle 4.4:	ICC-Werte im interindividuellen visuellen Vergleich in Abhängigkeit von der betrachteten Schicht im DVT	70
Tabelle 4.5:	ICC-Werte der intraindividuellen metrischen Erfassung der Halswirbel C2, C3 und C4.....	71
Tabelle 4.6:	Tabellarische Darstellung der ICC-Werte bei der intraindividuellen metrischen Erfassung der Halswirbel C2, C3 und C4 im DVT	74
Tabelle 4.7:	Tabellarische Darstellung der ICC-Werte im Vergleich der metrischen Analysen im DVT und virtuellen FRS	77
Tabelle 4.8:	Deskriptive Statistik der Konkavität des Wirbels C2 (C2Conc) in Abhängigkeit vom CVM-Stadium (1 bis 6)	79
Tabelle 4.9:	CVM-Stadien Einteilung für C2Conc.....	80
Tabelle 4.10:	Deskriptive Statistik für den Wirbel C3 n Abhängigkeit vom CVM-Stadium (1 bis 6).....	82
Tabelle 4.11:	CVM-Stadien Einteilung für C3Conc.....	83
Tabelle 4.12:	Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für in Abhängigkeit vom CVM-Stadium	85
Tabelle 4.13:	CVM-Stadien Einteilung für C4Conc.....	86
Tabelle 4.14:	Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C3PAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium	89

Tabelle 4.15:	Verteilung der wichtigsten Parameter für die deskriptive Statistik für C4PAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium	92
Tabelle 4.16:	Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C3BAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium	95
Tabelle 4.17:	CVM-Stadien Einteilung für C3BAR.....	96
Tabelle 4.18:	Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C4BAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium	98
Tabelle 4.19:	CVM-Stadien Einteilung für C4BAR.....	100

Formelverzeichnis

Formel 3.1: Messwertzusammensetzung 57

Zusammenfassung

Einleitung: Zur optimalen Behandlung der Kieferfehlstellung sollte die skelettale Reife erfasst werden. Um eine zusätzliche Strahlenbelastung zu vermeiden, entwickelte Baccetti eine *Cervical Vertebral Maturation* (CVM)-Methode zur Beurteilung der Reifestadien mittels Fernröntgenseitenbildern (FRS), die üblicherweise zur kieferorthopädischen Planung angefertigt werden. Ziel dieser Studie war es die Reproduzierbarkeit dieser visuellen Methode zu überprüfen. Eine quantitative Bewertung der Halswirbel C2 bis C4 im virtuellen FRS und eine zusätzliche Analyse im DVT dienten der Entwicklung einer neuen Maturationsstadieneinteilung im DVT.

Methodik: Virtuelle FRS und DVT-Aufnahmen von 56 Patienten im Alter von 9 bis 17 Jahren wurden retrospektiv untersucht. Die Methode nach Baccetti wurde in den virtuellen FRS-Bildern analysiert, folgend im DVT auf drei Schichten erweitert und auf intra-/interindividuelle Reproduzierbarkeit untersucht. Danach folgte die intraindividuelle metrische Auswertung der Halswirbel anhand von Strecken- und Verhältnismessungen sowohl im virtuellen FRS, als auch in den drei DVT-Schichten. Zur statistischen Auswertung diente der Intraklassenkorrelations-Koeffizient (ICC-Wert) als Maß zur Einschätzung der Reliabilität. Durch den Vergleich der Maturationsstadien im virtuellen FRS und mathematische Auswertung der DVT-Aufnahmen entstand eine neue CVM-Stadien Einteilung für DVT.

Ergebnisse: Die visuelle Erhebung der sechs Reifestadien war im virtuellen FRS intraindividuell reproduzierbar möglich (ICC=0,810). Die interindividuelle visuelle Reproduzierbarkeit der Maturationsstadien war im virtuellen FRS mäßig bis gut (ICC=0,670). Die intraindividuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT war reproduzierbar möglich mit dem besten Ergebnis in der zentralen Schicht (ICC=0,836). Die Reliabilität war im interindividuellen Vergleich im DVT mäßig bis gut mit dem besten Ergebnis in der links lateralen Schicht (ICC=0,605). Die intraindividuelle metrische Erfassung der Halswirbel war im virtuellen FRS und DVT reproduzierbar möglich, wobei den schwächsten Wert die Prüfgröße PAR erzielte. Die höchste vergleichende Übereinstimmung der metrischen Analyse im virtuellen FRS erreichte die zentrale Schicht des DVTs. Durch die gezielte Zuordnung der Messwerte aus der zentralen Schicht im DVT zu dem zuvor ermittelten

visuellen Reifestadium im DVT wurde eine kephalometrische Methode zur Reifestadieneinteilung aufgestellt. Die Analyse der Konkavität (Conc) sowie das Verhältnis zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe (BAR) waren hierbei reproduzierbar. Die Prüfgröße PAR, die das Verhältnis der posterioren zur anterioren Höhe erfasst, ergab keine zuverlässigen Ergebnisse für die neue Stadieneinteilung.

Schlussfolgerung: Nach den vorliegenden Ergebnissen ist die visuelle Maturationsstadieneinteilung sowohl im virtuellen FRS als auch DVT reproduzierbar möglich. Die neu aufgestellte kephalometrische Analyse der Halswirbelformen im DVT ist für die Prüfgrößen Conc und BAR nutzbar. Die Prüfgröße PAR ergibt keine statistisch signifikanten Ergebnisse. Die aufgezeigten Tendenzen müssen durch nachfolgende Studien überprüft und untermauert werden.

Abstract

Introduction: For optimal jaw malposition treatments the skeletal maturation should be investigated. To avoid radiation exposure, Baccetti developed a Cervical Vertebral Maturation (CVM) method evaluating the maturation stage using lateral cephalograms (LC) usually prepared for orthodontic planning. This study evaluated the reproducibility of this visual method. A quantitative evaluation of cervical vertebrae C2 to C4 in the virtual LC and a cone beam computed tomography (CBCT) analysis were used for a new maturation stage classification in the CBCT.

Methods: Virtual LC and CBCT images of 56 patients (aged 9-17 years) were retrospectively investigated. Baccetti's method was analyzed in the virtual LC images, expanded to three layers in the CBCT and examined for intra-/interindividual reproducibility, followed by intraindividual metric evaluations of the cervical vertebra using distance and ratio measurements in the virtual LCs and the CBCT. The reliability measure in statistical evaluations was the intraclass correlation coefficient (ICC). Comparing the maturation stages in virtual LC and mathematical evaluations of the CBCT recordings, a new CBCT-CVM stage classification was established.

Results: In the virtual LC the visual assessment of the six maturation stages was intra-individually reproducible (ICC=0.810), the interindividual visual reproducibility was moderate to good (ICC=0.670). The intraindividual differentiation of the CVM stages in the CBCT was reproducible with the best result in the centric layer (ICC = 0.836). Reliability was moderate to good in the interindividual comparison in CBCT with the best result in the left lateral layer (ICC=0.605). Intraindividual metric detection of the cervical vertebrae was reproducible in the virtual LC and CBCT, whereby PAR the weakest value was. The highest metric analysis comparison match in the virtual LC showed the centric CBCT layer. The targeted assignment of the measured values from the centric layer in the CBCT to the previously determined visual maturation stage in the CBCT was used to establish a cephalometric maturity classification method. The concavity analysis (Conc) and the caudal width - anterior height ratio (BAR) were reproducible. The posterior - anterior height ratio (PAR) did not provide reliable results for the new classification.

Conclusion: According to the available results the visual maturation stage classification is reproducibly possible in the virtual LC and the CBCT. The new cephalometric analysis of cervical vertebrae in the CBCT can be used for the parameters Conc and BAR. PAR gives no statistically significant results. These tendencies must be underpinned by subsequent studies.

1 Einleitung

1.1 Aufbau und Struktur der Halswirbel

Die Wirbel und deren assoziierte Zwischenwirbelscheiben gehören zum Skelettsystem des Menschen. Im Normalfall besitzt ein Mensch 33 Wirbel, die sich in fünf Gruppen unterteilen:

1. Sieben Halswirbel (*Vertebrae cervicales* C1-C7), die kleiner dimensioniert sind und im Processus transversus ein Foramen transversarium aufweisen
2. Zwölf Brustwirbel (*Vertebrae thoracicae* Th1-Th12), die durch ihre Gelenkflächen zu den Rippen (*Costae*) charakterisiert sind
3. Fünf Lendenwirbel (*Vertebrae lumbales* L1-L5), die als Hauptstütze des Abdomens dienen und im Vergleich zu den anderen größer sind
4. Fünf Sakralwirbel (*Vertebrae sacrales* S1-S5), die beim Erwachsenen zum Os sacrum verschmolzen sind
5. Vier Steißbeinwirbel (*Vertebrae coccygae* Co1-Co4), die meist zum Os coccygis verschmolzen sind [1].

In der vorliegenden Arbeit wird das Hauptmerkmal auf die Halswirbel gelegt, weshalb sie im Folgenden ausführlich beschrieben werden.

Die Halswirbelsäule gliedert sich in zwei Abschnitte: Einen oberen, der die Wirbel C1 und C2 umfasst, und einen unteren, zu welchem die Wirbel C3 bis C7 gehören. Diese Gliederung wird morphologisch und funktionell vorgegeben [2].

Der erste Halswirbel (*Vertebra cervicalis* 1) wird auch Atlas genannt. Er charakterisiert sich dadurch, dass er als einziger keinen Wirbelkörper besitzt, sondern aus einem Knochenring besteht. Dieser wiederum teilt sich in einen kurzen ventralen Arcus anterior und langen Arcus posterior. Am vorderen Bogen ist ein kleiner Höcker, das Tuberculum anterior zu sehen. An der Innenseite befindet sich eine überknorpelte Grube, die Fovea dentis, die zur Artikulation mit dem Dens axis dient. Am Übergang vom vorderen zum hinteren Bogen befinden sich seitlich die Massae laterales, mit den Facies articulares. Die Facies articulares superiores sind nierenförmig und artikulieren mit den Kondylen des Os

occipitale. Die Facies articulares inferiores hingegen sind eher rundlich und artikulieren mit dem zweiten Halswirbel. Seitlich grenzt sie an die Massa lateralis des Processus transversus, mit dem Foramen transversarium, durch das die Arteria vertebralis durchzieht. Der hintere Bogen läuft in das Tuberculum posterius, ein Dornfortsatzrudiment, aus [3]. Der Aufbau ist in Abbildung 1.1 graphisch dargestellt.

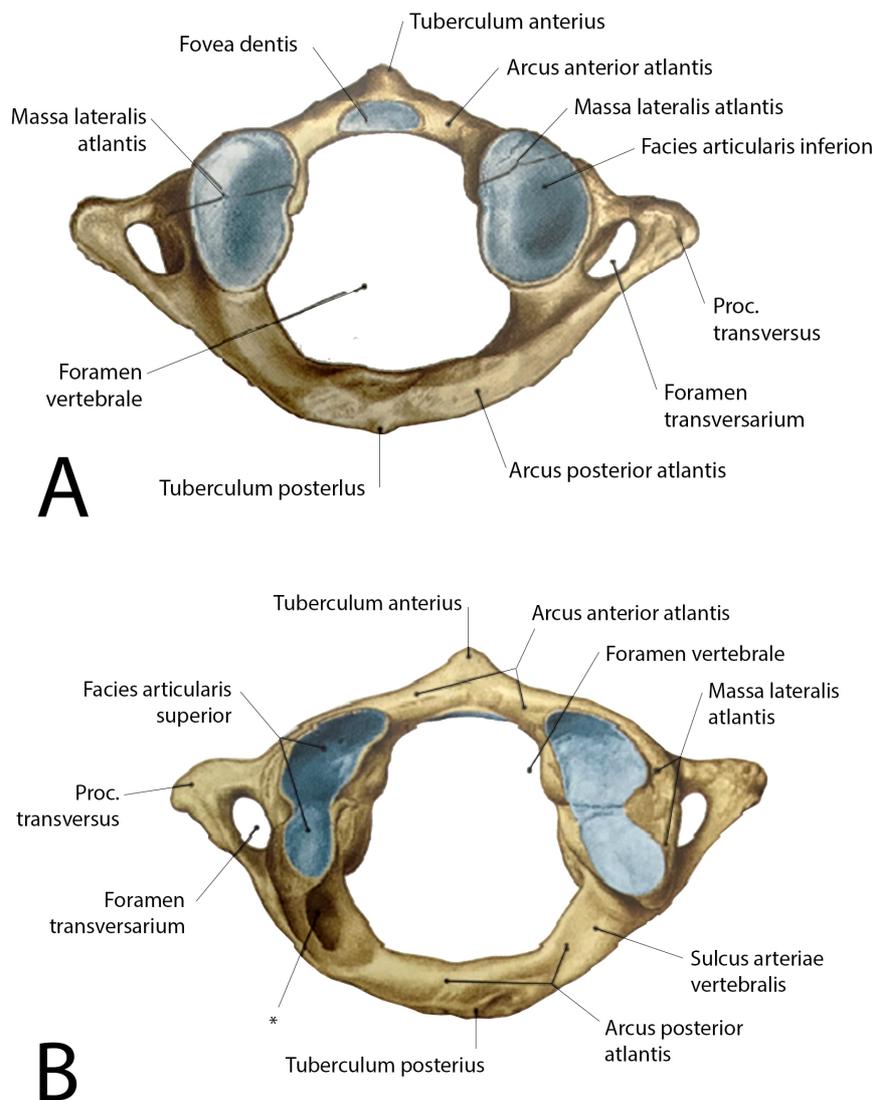


Abbildung 1.1: Erster Halswirbel, Atlas

Diese Abbildung zeigt den Aufbau des ersten Halswirbels.

A: Ansicht von kranial; B: Ansicht von kaudal.

*Variante: Canalis arteriae vertebralis

Modifiziert nach [4]

Der zweite Halswirbel (*Vertebra cervicalis 2*) wird auch *Axis* genannt und durch seinen zahnförmigen Fortsatz, den *Dens axis* gekennzeichnet. Dieser besitzt eine vordere und hintere überknorpelte Gelenkfläche. Die vordere Gelenkfläche, die *Facies articularis anterior*, artikuliert mit dem vorderen Atlasbogen. Die hintere Gelenkfläche, die *Facies articularis posterior*, mit dem Ligamentum transversum atlantis, mit dem sie ein unechtes Gelenk bildet. Dies erlaubt eine Drehung von Atlas und Kopf um 40 Grad zu jeder Seite [2]. Die schematische Darstellung des *Axis* ist der Abbildung 1.2 zu entnehmen.

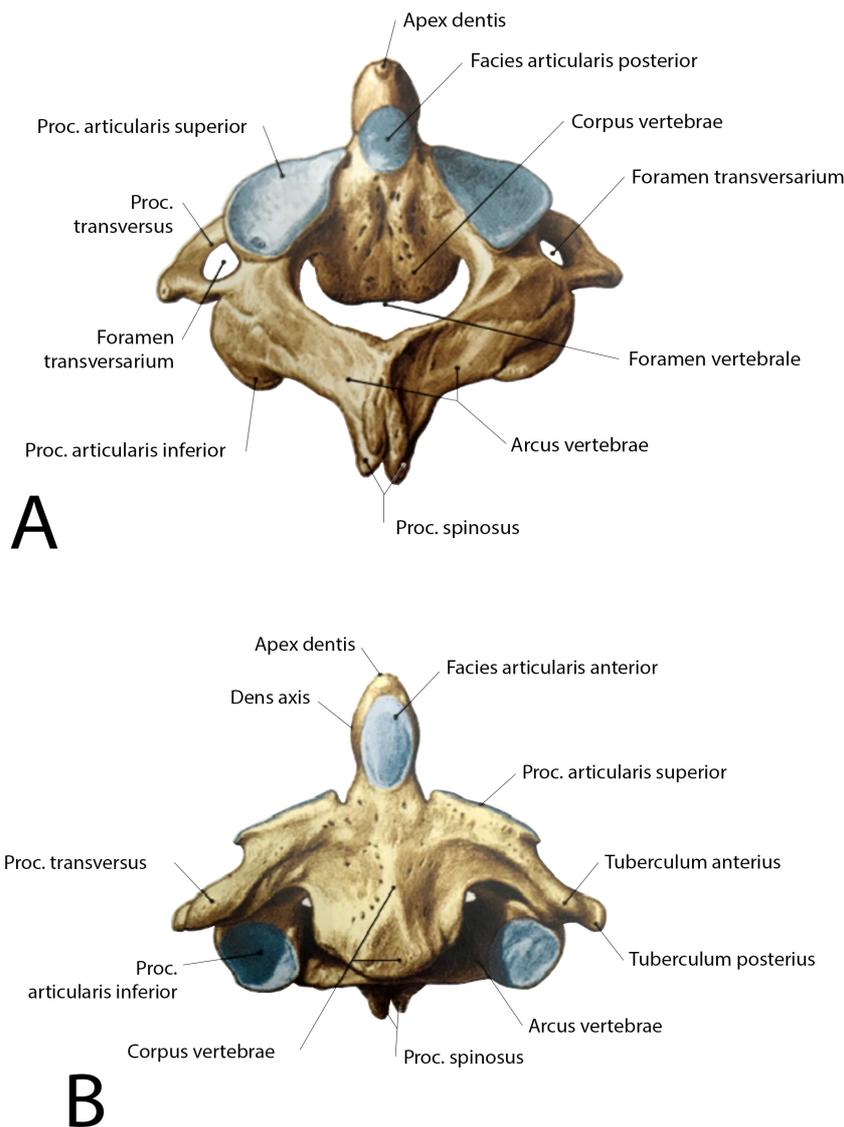


Abbildung 1.2: Zweiter Halswirbel, Axis

Diese Abbildung zeigt den Aufbau des zweiten Halswirbels.

A: Ansicht von dorsal kranial B: Ansicht von ventral.

Modifiziert nach [4]

Der dritte bis siebte Halswirbel (*Vertebrae cervicales 3-7*) haben in der Aufsicht einen kleinen, querovalen Wirbelkörper, mit typisch geformten *Foramina vertebralia*. Diese sind dreieckig und erscheinen im Vergleich zum Wirbelkörper groß. Der *Processus transversus* bildet mit den Rippenrudimenten ein ringförmiges knöchernes Gebilde, in dessen Zentrum das *Foramen transversarium* mit der *Arteria* und *Vena vertebralis* verlaufen. An den *Processus* grenzen lateral das *Tuberculum anterius* und *Tuberculum posterius*. Die Dornfortsätze, *Processus spinosi*, sind leicht nach kaudal geneigt und (mit Ausnahme des siebten Wirbels) gegabelt [3]. Der schematische Aufbau der Wirbel ist der Abbildung 1.3 zu entnehmen.

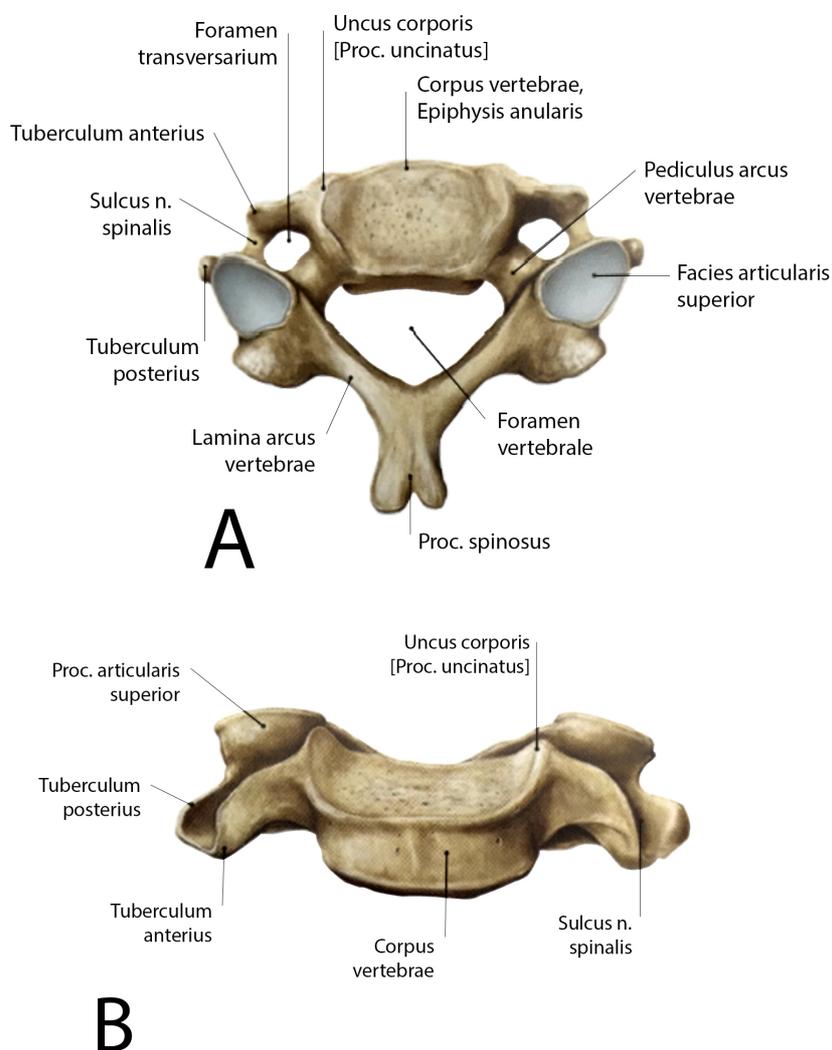


Abbildung 1.3: Fünfter Halswirbel

Diese Abbildung zeigt den Aufbau des fünften Halswirbels.
A: Ansicht von kranial B: Ansicht von ventral.

Modifiziert nach [4]

1.2 Zervikale vertebrale Maturationsstadien

Lamparski untersuchte in seiner Arbeit aus dem Jahr 1972 die Formen der Halswirbelkörper in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht. Er stützte sich dabei auf die Arbeiten seiner Vorgänger, die schon seit dem frühen 20. Jahrhundert die Halswirbelkörper analysiert hatten [5, 6]. Lamparski stellte fest, dass die Halswirbelformen zur Bestimmung des skelettalen Alters verwendet werden können und entwickelte eine klare Stadieneinteilung (Abbildung 1.4 und Tabelle 1.1). Beurteilt werden die Formen der Halswirbel C2 bis C6, wobei die Reifestadien bei weiblichen Jugendlichen früher auftreten als bei männlichen. Die Einteilung der Reifestadien erfolgt anhand von Reifeindikatoren der Halswirbel, wie Vorhandensein einer Konkavität oder Veränderung der vertikalen Höhe der Wirbel [7].

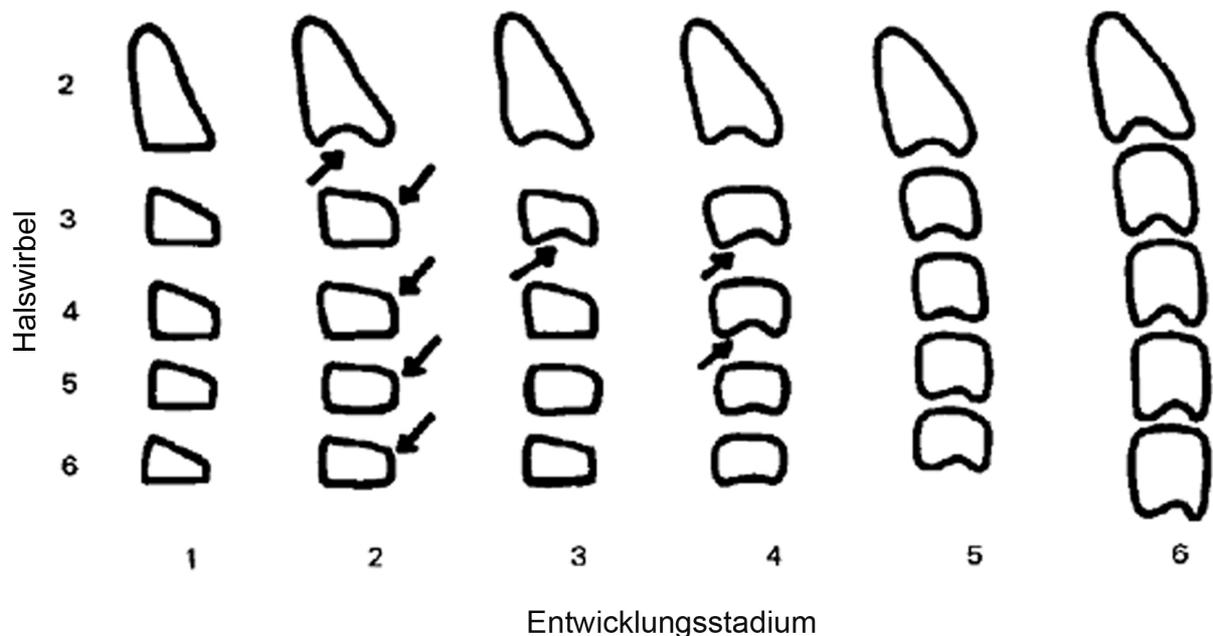


Abbildung 1.4: Visuelles Schema der CVM-Methode nach Lamparski

Die Abbildung zeigt schematisch die Veränderungen in der Form der Wirbel in Abhängigkeit vom jeweiligen Stadium.

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*.

Modifiziert nach [8]

Tabelle 1.1: CVM-Stadien Einteilung nach Lamparski

Stadium	Kennzeichen
1.	<ul style="list-style-type: none">- Alle unteren (inferioren) Begrenzungen der Wirbel sind flach- Die oberen Begrenzungen sind von posterior nach anterior stark abgeschrägt
2.	<ul style="list-style-type: none">- Vorhandensein einer Konkavität an der inferioren Begrenzung des Wirbels C2- Die anterioren Begrenzungen der Wirbel haben an Höhe zugenommen
3.	<ul style="list-style-type: none">- Vorhandensein einer Konkavität an der inferioren Begrenzung des Wirbels C3- Die restlichen inferioren Begrenzungen sind flach
4.	<ul style="list-style-type: none">- Alle Wirbelkörper sind rechteckig- Die Konkavität des Wirbels C3 ist größer geworden, eine deutliche Konkavität ist beim Wirbel C4 sichtbar- An den Wirbeln C5 und C6 beginnt sich eine Konkavität zu formen
5.	<ul style="list-style-type: none">- Die Wirbel ändern ihre Form zu quadratisch und die Abstände zwischen den Wirbeln werden kleiner- Konkavitäten sind an allen 6 Wirbeln sichtbar
6.	<ul style="list-style-type: none">- Alle Wirbel sind in der Höhe größer als in der Breite- Die Konkavitäten sind tiefer

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*.

Modifiziert nach [8]

Hassel und Farman [9] haben in ihrer Arbeit aus dem Jahr 1995 eine eigene *Cervical Vertebral Maturation* (CVM)-Stadien Einteilung entwickelt. Dafür haben sie Fernröntgenseitenbilder (FRS) und Handröntgenaufnahmen von 220 Patienten verglichen. Die Handaufnahmen wurden in eins der *Skeletal Maturation Index* (SMI)- Stadien nach Fishman eingestuft und danach die Formen der Halswirbel im jeweiligen Stadium untersucht. Die daraus resultierende Einteilung ist der Tabelle 1.2 zu entnehmen.

Tabelle 1.2. CVM-Stadien Einteilung nach Hassel und Farman

Stadium	Kennzeichen
1. Einleitung (Initiation)	<ul style="list-style-type: none"> - Ein bedeutsamer Wachstumssprung des jugendlichen Alters wird erwartet - Die unteren Begrenzungen der Wirbelkörper C2, C3, C4 sind flach - Die superioren vertebralen Begrenzungen werden von posterior zu anterior konischer
2. Beschleunigung (Acceleration)	<ul style="list-style-type: none"> - Ein bedeutsamer Wachstumssprung des jugendlichen Alters wird erwartet - Auftretende Konkavitäten in den unteren Begrenzungen der Wirbel C2, C3 - Die untere Begrenzung des Wirbels C4 ist flach - Die Wirbel C3 und C4 sind rechteckig
3. Übergang (Transition)	<ul style="list-style-type: none"> - Ein moderater Wachstumssprung wird erwartet - Unterschiedliche Konkavitätenformen in den unteren Begrenzungen der Wirbel C2 und C3 - Der Wirbel C4 entwickelt eine Konkavität in der unteren Begrenzung - Die Wirbel C3 und C4 sind rechteckig
4. Verlangsamung (Deceleration)	<ul style="list-style-type: none"> - Ein geringer Wachstumssprung wird erwartet - Unterschiedliche Konkavitäten in den unteren Begrenzungen der Wirbel C2, C3, C4 - Die Wirbel C3 und C4 sind in der Form fast quadratisch
5. Reifung (Maturation)	<ul style="list-style-type: none"> - Ein unbedeutsamer Wachstumssprung wird erwartet - Akzentuierte Konkavitäten der unteren Wirbelkörpergrenzen von C2, C3, C4 - Die Wirbel C3 und C4 sind in der Gestalt quadratisch
6. Vollziehung (Completion)	<ul style="list-style-type: none"> - Jugendliches Wachstum wird vollendet - Tiefe Konkavitäten in den unteren Begrenzungen der Wirbel C2, C3, C4 - Die Wirbel C3 und C4 sind in der Höhe größer als in der Breite

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*.

Modifiziert nach [9]

Baccetti et al. [10] entwickelten im Jahr 2002 eine abgeänderte Version der CVM-Stadien Einteilung. Dafür haben sie die Entwicklung der Halswirbelkörper C2 bis C4 von 30 Patienten anhand deren Röntgenbilder analysiert. Es sei angemerkt, dass jeweils zwei Aufnahmen vor-, während- und nach dem maximalen Unterkieferwachstumsschub ausgewertet worden sind. Die Wirbel wurden sowohl visuell als auch kephalometrisch ausgewertet. Dank ihren Ergebnissen konnten sie eine neue CVM-Stadien Einteilung vornehmen, deren Einzelheiten aus der Abbildung 1.5 und Tabelle 1.3 zu entnehmen sind.

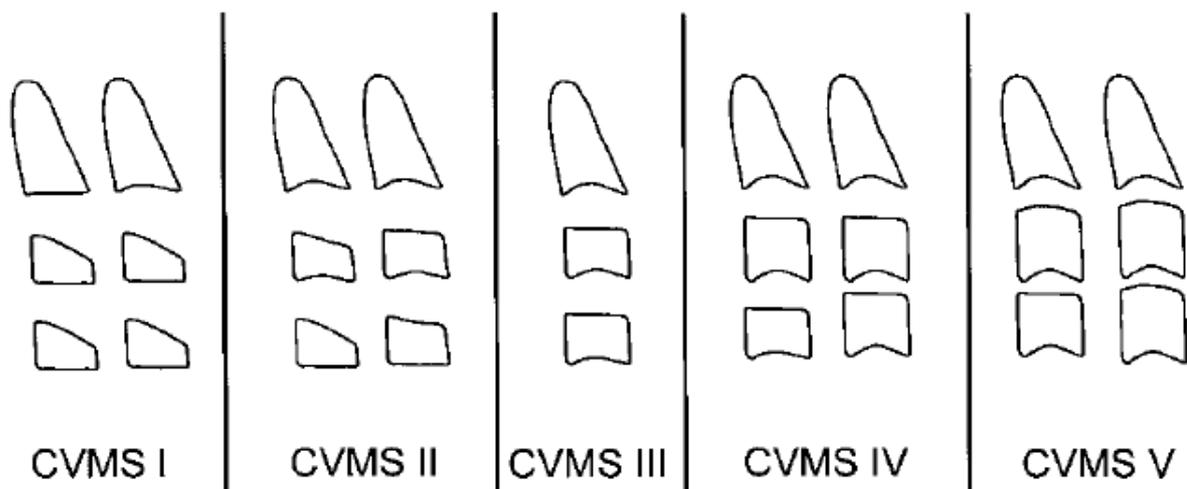


Abbildung 1.5: Visuelles Schema der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2002)

Die Abbildung zeigt die fünf Stadien mit ihren verschiedenen Kombinationen von morphologischen Merkmalen der Wirbelkörper C2 bis C4.

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*.

CVMS: *Cervical Vertebral Maturation Stage*.

Modifiziert nach [10]

Tabelle 1.3. CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2002)

Stadium	Kennzeichen
CVMS I	<ul style="list-style-type: none"> - Die unteren Begrenzungen aller drei Wirbel sind flach, mit der möglichen Ausnahme einer Konkavität an der unteren Grenze von C2 in fast der Hälfte der Fälle - Die Körper von C3 und C4 sind trapezförmig (die obere Grenze des Wirbelkörpers verjüngt sich von posterior nach anterior) - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums wird nicht früher als ein Jahr nach dieser Phase auftreten
CVMS II	<ul style="list-style-type: none"> - Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2 und C3 sind vorhanden - Die Körper von C3 und C4 können trapezförmig oder rechteckig sein - Der Wachstumsspurt wird innerhalb eines Jahres erwartet
CVMS III	<ul style="list-style-type: none"> - Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2, C3 und C4 sind jetzt vorhanden - Die Körper von C3 und C4 sind rechteckige horizontale - Der Peak im Unterkieferwachstum ist ein oder zwei Jahre her
CVMS IV	<ul style="list-style-type: none"> - Die Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2, C3, und C4 sind noch vorhanden - Mindestens einer der Körper von C3 und C4 haben eine quadratische Form. Wenn nicht, dann sind die Körper der anderen Halswirbel noch rechteckig horizontal - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums ist spätestens ein Jahr vor dieser Phase aufgetreten
CVMS V	<ul style="list-style-type: none"> - Die Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2, C3, und C4 sind immer noch ersichtlich - Mindestens einer der Körper von C3 und C4 ist rechteckig in der Form. Wenn nicht rechteckig vertikal, dann ist der Körper des anderen Wirbels quadratisch - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums ist spätestens zwei Jahre vor dieser Phase aufgetreten

CVM: *Cervical Vertebral Maturation.*

CVMS: *Cervical Vertebral Maturation Stage.*

Modifiziert nach [10]

Drei Jahre später präsentierten Baccetti et al. [11] eine überarbeitete Version ihrer CVM-Stadien Einteilung. Der Ansatz und Vorgehensweise der Studie waren die gleichen wie im Jahr 2002. Die visuelle und kephalometrische Analyse wurde auch in dieser Arbeit verwendet und ist in den Kapiteln 3.2.1 und 3.2.5 ausführlich erläutert. Des Weiteren wurde auch die von Baccetti et al. im Jahr 2005 aufgestellte modifizierte CVM-Methode, die sechs Reifestadien beinhaltet, in der vorliegenden Arbeit angewendet. Die genaue Stadieneinteilung ist aus der Tabelle 1.4 und Abbildung 1.6 zu entnehmen.

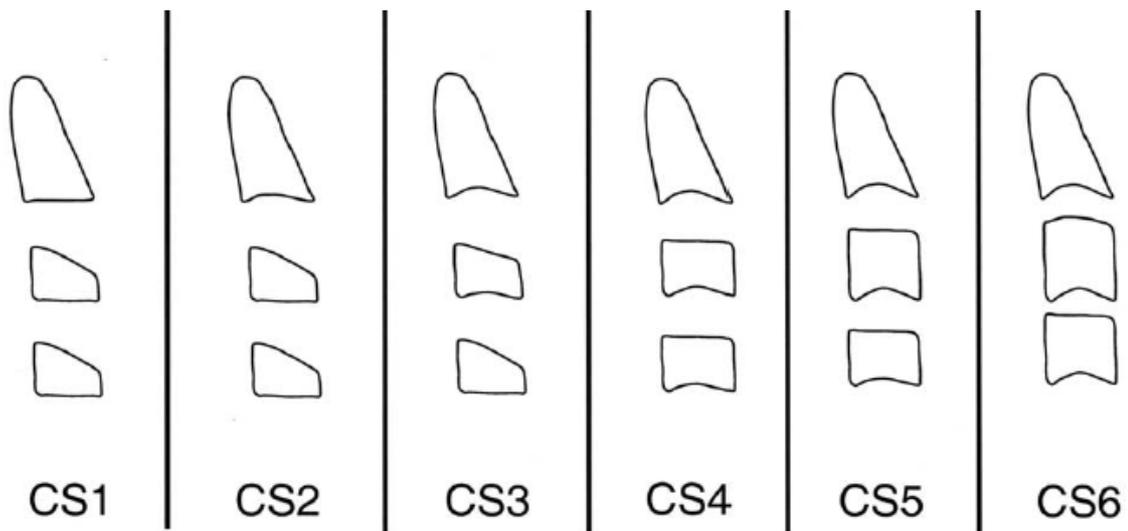


Abbildung 1.6. Visuelles Schema der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2005)

Die Abbildung zeigt die sechs Stadien mit ihren verschiedenen Kombinationen von morphologischen Merkmalen der Wirbelkörper C2 bis C4.

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*.

CS: *Cervical Stage*.

Modifiziert nach [11]

Tabelle 1.4: CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2005)

Stadium	Kennzeichen
CS 1	<ul style="list-style-type: none"> - Die unteren Grenzen aller drei Wirbel (C2-C4) sind flach - Die Körper von C3 und C4 sind trapezförmig (der obere Rand des Wirbelkörpers verjüngt sich von posterior nach anterior) - Der Gipfel im Unterkieferwachstum wird im Durchschnitt zwei Jahre danach auftreten
CS 2	<ul style="list-style-type: none"> - Eine Konkavität ist an der unteren Grenze von C2 - Die Körper von C3 und C4 sind immer noch trapezförmig - Der Peak im Unterkieferwachstum wird im Durchschnitt 1 Jahr nach diesem Stadium auftreten.
CS 3	<ul style="list-style-type: none"> - Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2 und C3 sind vorhanden - Die Körper von C3 und C4 können entweder trapezförmig oder rechteckig horizontal sein - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums wird im Laufe eines Jahres nach dieser Phase auftreten
CS 4	<ul style="list-style-type: none"> - Konkavitäten an den unteren Grenzen von C2, C3 und C4 sind jetzt vorhanden - Die Körper von C3 und C4 haben eine rechteckige horizontale Form - Der Gipfel im mandibulären Wachstum ist innerhalb von ein oder zwei Jahren zuvor aufgetreten
CS 5	<ul style="list-style-type: none"> - Die Konkavitäten in den unteren Begrenzungen von C2, C3 und C4 sind noch vorhanden - Mindestens einer der Körper von C3 und C4 hat eine quadratische Form. Wenn nicht, dann ist der Körper des anderen Halswirbels noch rechteckig horizontal - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums ist mindestens schon seit einem Jahr beendet
CS 6	<ul style="list-style-type: none"> - Die Konkavitäten in den unteren Begrenzungen von C2, C3 und C4 sind noch vorhanden - Mindestens einer der Körper von C3 und C4 sind rechteckig in der Form. Wenn nicht, dann ist der Körper des anderen Halswirbels rechteckig vertikal - Der Höhepunkt des Unterkieferwachstums ist zumindest schon seit zwei Jahren beendet

1.2.1 Begriffserklärung

Die individuelle skelettale Reife kann anhand von mehreren biologischen Indikatoren beurteilt werden: Zunahme der Körpergröße, skelettale Reife der Hand und des Handgelenks, Zahnentwicklung und Durchbruch, Menarche oder Stimmänderungen und skelettale vertebrale Reife [11]. Die weit verbreitete Methode mittels Handröntgenaufnahmen wurde schon im frühen 20-ten Jahrhundert von zahlreichen Autoren erforscht und beschrieben [12–14]. Sie wird heutzutage standardmäßig zur Bestimmung der skelettalen Reife angewendet. Die Methode wird jedoch zunehmend durch die CVM-Methode verdrängt. Zahlreiche Autoren [15–19] haben in ihren retrospektiven vergleichenden Studien belegt, dass sowohl die Methode nach Hassel und Farman, als auch Baccetti et al. zuverlässig zum Ersetzen der Methode mittels Handröntgenaufnahmen geeignet sind. Für die kieferorthopädische Diagnostik muss ohnehin eine Fernröntgenseitenaufnahme angefertigt werden. Der große Vorteil ist, dass keine zusätzliche Strahlenbelastung notwendig ist und eine zusätzliche Handröntgenaufnahme zur Bestimmung der skelettalen Reife dadurch nicht gerechtfertigt scheint [15, 20, 21]. Als weiteres Kriterium sei zu nennen, dass zahlreiche Autoren von einer statistisch signifikanten hohen Korrelation zwischen der Bestimmung der skelettalen Reife anhand von Handröntgenaufnahmen und Fernröntgenseitenbildern berichtet haben [22–27]. Auch das dentale Alter korreliert hoch mit der CVM-Methode [28].

Auf Grundlage der aufgeführten Studien wurde die Auswertung der Halswirbel nach der CVM-Methode als zuverlässig reproduzierbar und leicht durchführbar angesehen. Die CVM-Methode verspricht bei der Umsetzung somit einen höheren Therapieerfolg und Patientenzufriedenheit [29].

1.2.2 Anwendungsgebiete

Die Bestimmung der skelettalen Reife anhand der Halswirbelkörper hat einen hohen Stellenwert in der Kieferorthopädie erlangt. Ein Grund dafür ist, dass das chronologische Alter nicht zur korrekten Auswahl des Zeitpunktes der kieferorthopädischen Behandlung dienen kann, da es nicht mit dem Reifestadium des Patienten korreliert [30]. Das skelettale Alter hat Auswirkung auf die Wahl der korrekten Therapie- und Retentionsmethode [31]. Zur optimalen Behandlung von unterschiedlichen Dysgnathien ist einerseits anhaltendes

Wachstum wichtig (zum Beispiel Rückbiss), andererseits können ungünstige Wachstumseinflüsse zu einer Verstärkung der Anomalie, einer Erschwerung der Behandlung und einer Verschlechterung der Prognose beitragen (zum Beispiel Progenie). Kenntnisse über Stand und Ablauf der skelettalen Entwicklung sind in beiden Fällen für die Planung der kieferorthopädischen Therapie unabwendbar [32].

Um die Strahlenbelastung für den Patienten zu reduzieren, wurden geeignete Alternativen zur Handröntgenaufnahme gesucht. Die Stirnhöhlenanalyse des Kopfes und die sonographische Analyse der Handknochen boten keinen realistischen Ersatz. Die Stirnhöhlenanalyse benötigt zwei FRS-Aufnahmen um das skelettale Alter zu bestimmen. Zusätzlich konnte ihre Zuverlässigkeit als Reifeindikator nicht bewiesen werden [33]. Die erwähnte Sonographie benötigt einen zusätzlichen apparativen Einsatz, wobei ihre Reliabilität und Validität als mäßig einzustufen ist [34].

Als beste Alternative erscheint die CVM-Methode, durch welche das skelettale Alter ermittelbar ist. Sie dient zur Planung des geeigneten Behandlungszeitpunktes, der Behandlungsmethoden und der Retention nach der Behandlung [34]. Sie kann zu korrekten Anwendung der Twin-block Therapie verhelfen [35]. Des Weiteren kann sie auch bei der zeitlich günstigsten Anwendung der *Rapid Maxillary Extensions*-Therapie mithilfe der Haas-Apparatur behilflich sein [36]. Ebenso kann sie extrem nützlich sein um die Perioden der verringerten Wachstumsraten während der orthognathen Chirurgie zu erkennen oder die langfristigen Therapieergebnisse zu evaluieren [10]. Dadurch kann der Zeitpunkt für den operativen Eingriff optimal gewählt werden, um die Behandlungsdauer für den Patienten nicht unnötig zu verlängern.

1.3 Fernröntgenseitenbild (FRS)

1.3.1 Konventionelles Fernröntgenseitenbild

Das Fernröntgenseitenbild (FRS) hat seinen Ursprung im frühen 20-ten Jahrhundert. 1931 gelang es Hofrath in Deutschland und Broadbent in den USA unabhängig voneinander eine verzerrungsarme, nahezu größenrichtige Darstellung des Schädels in der *Norma lateralis* (Darstellungsebene der seitlichen Ansicht) zu erreichen. Mit Hilfe des FRS können verschiedene diagnostische Aussagen gemacht werden:

- Sagittale Einlagerung des Ober- und Unterkiefers und ihre Lagebeziehung zueinander
- Qualität des skelettalen Wachstums
- Achseneinstellung der Inzisiven
- Sagittale Position der Molaren
- Weichteilmorphologie (Profil)
- Wachstumsvorhersage
- sichtbar gemachtes Behandlungsziel [37].

Auf der Basis des Fernröntgenseitenbilds entwickelte sich die Röntgenkephalometrie, die eine metrische Analyse der Schädel- und Gesichtsstruktur ermöglicht [38].

Bei der Anfertigung der FRS-Aufnahme ist darauf zu achten, dass der Kopf des Patienten möglichst nah an der Filmebene angeordnet wird, wodurch eine optimale Schärfe erreicht werden kann. Zusätzlich sollte der Abstand zwischen Röntgenröhre und Filmebene, die Film-Fokus Distanz möglichst vergrößert werden um die Strahlendivergenz zu verringern, was zu parallaktischen Projektionsfehlern führen könnte. International wurde festgelegt, dass ein Fokus-Film Abstand von mindestens 1,5 m eingehalten werden muss, da in kieferorthopädischen Praxen ein idealer Abstand von 4 bis 5 m nicht durchführbar ist. Der Zentralstrahl sollte den Kopf im Bereich des äußeren Gehörgangs treffen. Um diese Anforderungen zu gewährleisten wird heutzutage ein Kopfhalter, der sogenannte *Kephalostat*, verwendet [38]. Der schematische Aufbau ist in Abbildung 1.7 dargestellt.

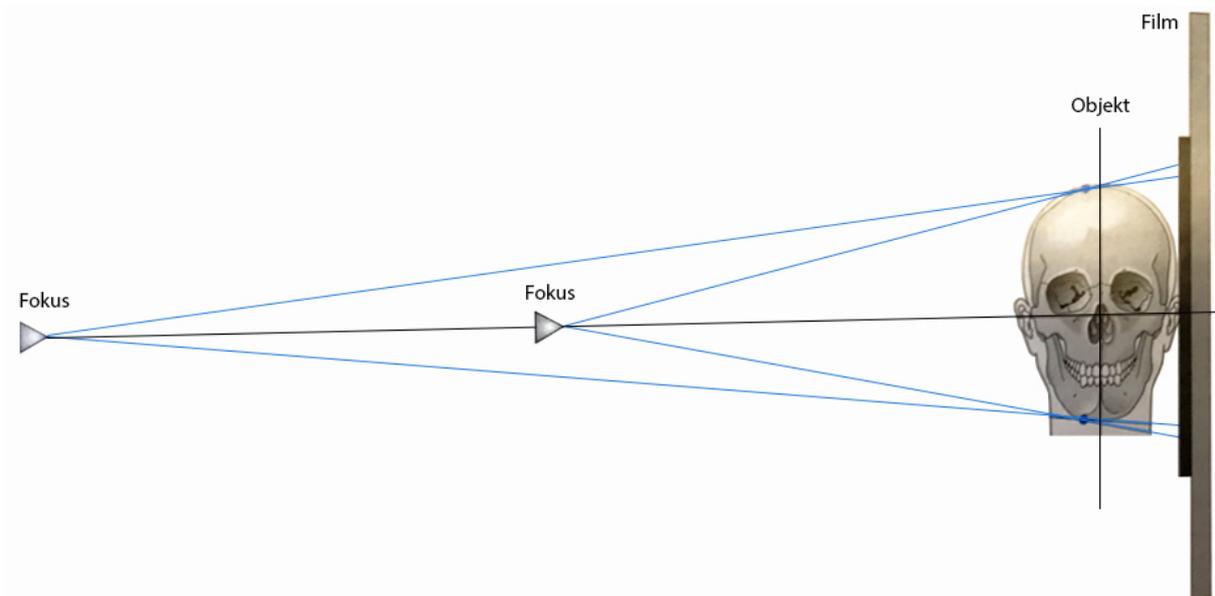


Abbildung 1.7: Funktionsprinzip der Fernröntgenseitenaufnahme

Die Abbildung zeigt, dass der Schädel bei dieser Art der Röntgenaufnahme möglichst nah an der Filmebene angeordnet werden muss. Der Fokus-Film Abstand sollte 1,5 m betragen um ein optimales Bild zu erhalten.

Modifiziert nach [38]

Um die Strahlendosis möglichst gering zu halten, sind Filmkassetten stets mit einer Verstärkerfolie ausgestattet. Außerdem kann die Dosis um den Faktor 2 durch die Verwendung eines digitalen Röntgens reduziert werden. Visser et al. [39] wiesen dies in ihrer Studie nach. Im konventionellen Röntgen erhielten sie eine Strahlenbelastung von 2,3 μSv , im digitalen hingegen nur 1,1 μSv . In der Literatur finden sich auch Werte von 5,03 μSv [40]. Im Unterschied zum konventionellen, wird im digitalen Röntgen die Filmkassette durch einen digitalen Sensor ersetzt. Wichtig bei der Anfertigung einer FRS-Aufnahme ist die Verwendung des Schilddrüsenschutzes. Patcas et al. [41] konnten dadurch in ihrer Studie die Strahlendosis von 5,03 auf 3,3 μSv reduzieren.

1.3.2 Virtuelles Fernröntgenseitenbild

Virtuelle laterale Fernröntgenseitenbilder, die aus DVT-Aufnahmen generiert werden, haben in den letzten Jahren an Popularität zugenommen und sind zur Routine im diagnostischen DVT-Befund für jeden kieferorthopädischen Patienten geworden [42].

Das virtuelle FRS kann als Alternative für das konventionelle FRS genutzt werden [43]. Das virtuelle FRS wird aus einem DVT DICOM-Datensatz generiert, wodurch eine weitere Strahlenexposition, Aufwand und finanzielle Kosten für den Patienten vermieden werden können [43–45]. Ebenso wird dabei das ALARA – Prinzip [46] berücksichtigt, indem 2D-Bilder aus einem schon vorhandenen 3D-Datensatz erzeugt werden. Dies ermöglichen neueste Softwares, die eine potentielle „Brücke“ zwischen alter und neuer Technologie ermöglichen [45]. Dadurch können Panorama-, laterale und posteroantere kephalometrische Röntgenaufnahmen simuliert werden, um sie mit bereits vorhandenen Bilddatenbanken vergleichen zu können [47]. Laut Kumar et al. [48] werden Fortschritte in der neuen DVT-Bildgebung des maxillofazialen Systems von Ärzten besser akzeptiert, wenn die neu synthetisierten Bilder denen ähneln, mit denen sie seit Jahrzehnten arbeiten. In der Literatur sind zahlreiche Stellungnahmen bezüglich klinischer Relevanz und Reproduzierbarkeit der kephalometrische Messungen von rekonstruierten (virtuellen) Fernröntgenseitenbildern zu finden. Die in- vivo Studien von Kumar et al. [44]., Cattaneo et al. [49], van Vlijmen et al. [50], Grauer et al. [51], Zamora et al. [52], Wen et al. [53] haben erwiesen, dass es zwar Unterschiede zwischen den Messungen bei den virtuellen und konventionellen FRS gab, diese jedoch weder statistisch noch klinisch von Bedeutung waren. Ebenso bestätigten die in-vitro Studien von Moshiri et al. [54], Kumar et al. [48] und van Vlijmen et al. [50], dass die kephalometrische Analyse der virtuellen FRS den konventionellen FRS entsprachen. Van Vlijmen et al. [50] demonstrierten zudem, dass die Messungen an virtuellen FRS hinsichtlich der Reproduzierbarkeit den konventionellen überlegen sind. Die Bestimmung der Lage der Messpunkte ist im virtuellen FRS einfacher als im konventionellen [51]. Der Hauptgrund für dieses Phänomen ist die Fähigkeit die radiologische Verzerrung und den Vergrößerungsfaktor in DVT-Aufnahmen zu eliminieren, die in herkömmlichen 2D-Radiogrammen zu sehen sind [55]. Die ist möglich durch Verwendung von Orientierungs- und Bearbeitungstools der zur Verfügung stehenden Programme. Zamora et al. [52] belegten in ihrer Studie, dass zwischen den Softwares *InVivo 5* und *NemoStudio* keine signifikanten Unterschiede bezüglich der kephalometrischen Reproduzierbarkeit bestehen. Diese war bei beiden sehr hoch, wobei *InVivo 5* im direkten Vergleich ein geringfügig besseres Resultat erzielt hat.

Die kephalometrische Analyse des virtuellen FRS ist unabhängig von der Reorientierungsmethode der DVT-Aufnahme kongruent mit dem konventionellen FRS [47, 56]. Die

Position der anatomischen Strukturen innerhalb des Field of View in Bezug auf Rotation und Translation haben keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Messungen [57].

Bei dem konventionellen FRS kann sich ein Fehler bei der Einstellung der Kopfposition einschleichen. Laut Hassan et al. [42] sind Messungen basierend auf DVT-Aufnahmen sehr genau, kleine Abweichung in der Kopfposition des Patienten beeinflussen die Messgenauigkeit nicht. Falls sich bei der DVT-Aufnahme eine starke Abweichung der Kopfposition eingeschlichen hat, kann diese durch unterschiedliche Softwaretools ausgeglichen werden [42, 51]. Nach Grauer et al. [51] ist die Kopfeinstellung, die bei einem konventionellen FRS unumgänglich ist, bei der Generierung eines virtuellen FRS vernachlässigbar. Folglich muss die DVT-Aufnahme nicht wiederholt werden um ein auswertbares Fernröntgenseitenbild zu erhalten.

In der vorliegenden retrospektiven Studie wurden virtuelle FRS zur Analyse genutzt, da diese in ihrer Genauigkeit und Reproduzierbarkeit den konventionellen in nichts nachstehen.

1.4 Digitale Volumentomographie (DVT)

Die digitale Volumentomographie (DVT) wurde 1998 durch Mozzo et al. [58] als eine strahlenärmere Alternative für die schon bestehende Computertomographie (CT) entwickelt. Mit dem Newton-Volumentomographen wurde das erste DVT-Gerät für die Praxis in Betrieb genommen. Damit erhielt die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ein eigenständiges vollwertiges Schnittbildverfahren, das die knöchernen Strukturen des Gesichtsschädels optimal darstellen konnte [58, 59].

Das diagnostische Spektrum wurde durch die verzerrungsfreie und dimensionsgetreue Darstellung im Vergleich zu den etablierten Röntgenaufnahmen erheblich erweitert [60]. Die Möglichkeit einer sehr genauen kephalometrischen Vermessung im DVT erlaubt den Verzicht auf zusätzliche zweidimensionale Röntgenaufnahmen und damit auch auf eine zusätzliche Strahlenbelastung [50].

Im Gegensatz zur Computertomographie (CT) benötigt das DVT eine kürzere Scanzeit und deutlich weniger Strahlenexposition [61]. Ein weiterer Vorteil ist eine hohe Auflösung der Aufnahmen [43]. Außerdem ist das DVT weit verbreitet und besitzt durch seine moderne Technik ein größeres Aufnahmespektrum als die Verwischungstomographie. Der

Unterschied zwischen den beiden Aufnahmetechniken besteht beim Erhalt und Verarbeitung der aufgenommenen Daten. Auch der Platzbedarf und die Anschaffungskosten sind bei einem DVT-Gerät geringer als bei einem CT [62].

Bei der Computertomographie ist das Strahlenbündel fächerförmig und benötigt mehrere Umläufe. Dadurch wird ein 2-dimensionaler Datensatz erzeugt, der dann durch den Computer in einen 3-dimensionalen Datensatz umgewandelt wird [59]. Im Gegensatz dazu erfolgt die Aufnahme der digitalen Volumendaten herstellerabhängig durch einen *Flat Panel Detector* (FDP), bei dem ein pyramidenförmiger Strahlengang angewendet wird, oder durch einen *charge coupled device* (CCD)- Sensor mit einem kegelförmigen Strahlengang [60]. Der Unterschied ist in Abbildung 1.8 schematisch dargestellt.

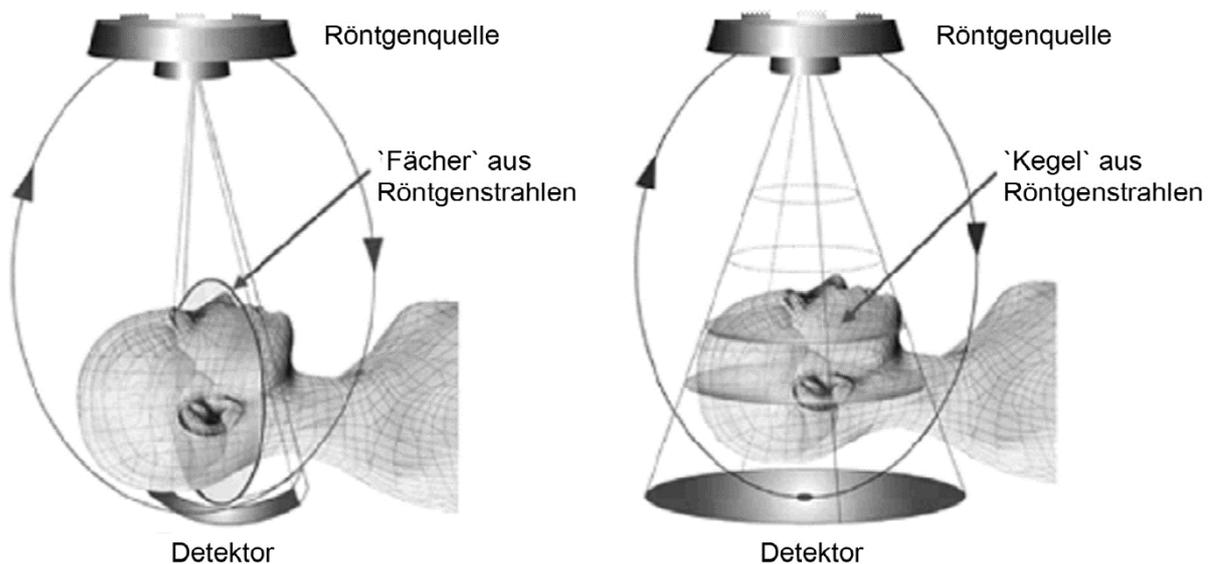


Abbildung 1.8: Unterschiedliche Aufnahmemodi bei CT und DVT

Die linke Abbildung zeigt den Strahlengang beim CT, die rechte im DVT.

Modifiziert nach [63]

Da das DVT alle Projektionsbilder in einer einzigen Rotation erfasst, ist die Scanzeit vergleichbar mit der einer Panoramaschichtaufnahme, wodurch ungewollte Artefakte aufgrund von Bewegungen des Patienten vermieden werden können [64].

Alle DVT-Geräte stellen sehr hohe Anforderungen an die Rechenleistung des Computers, wobei ganz besonders auf die Datensicherung geachtet werden muss, da die

Datenmenge einer DVT-Aufnahme 150 bis 1800 MB betragen kann. Die gerätespezifischen Charakteristika werden von unterschiedlichen Faktoren beeinflusst, wie z.B.

- Untersuchungsvolumen (FoV - Field of View) – richtet sich nach der Indikation
- Voxelgröße - bestimmt die Aufnahmegenaugigkeit eines digitalen Bildwandlers zur Darstellung dreidimensionaler Einheiten. Das Voxel ist das räumliche Pendant zu dem aus der digitalen Fotografie bekannten Pixel
- Umlauf- und Aufnahmezeit - diese bestimmen die Auswertbarkeit einer digitalen Volumentomographie. Je kürzer die Aufnahmezeit, desto genauer die Bildwiedergabe, da weniger Bewegungsartefakte auftreten
- Bildqualität - diese hängt eng mit den oben beschriebenen Faktoren zusammen [60].

Bei der Anfertigung einer DVT-Aufnahme ist auf die strenge Indikation zu achten, die nur von einem Zahnarzt mit DVT-Fachkunde gestellt werden darf [65]. Gesetzlich vorgeschrieben ist, dass bei der DVT-Aufnahme das ganze Volumen befundet wird, da wichtige Zufallsbefunde sowohl im skelettalen, als auch Weichteilbereich möglich sind [66, 67].

In der Endodontologie können Unklarheiten bezüglich apikaler Lysen, Läsionen und Kanalverläufen zuverlässig aufgeklärt und dargestellt werden [68, 69].

In der Implantologie kann die präoperative Planung exakt und mit Rücksicht auf die Nachbarstrukturen vorgenommen werden [70, 71]. Im Rahmen von oralchirurgischen Eingriffen können anatomische Strukturen präzise und vermessbar dargestellt werden [72].

Das DVT erlaubt eine Visualisierung parodontaler Strukturen und hat einen positiven Nutzen in der regenerativen parodontalen Chirurgie der Oberkiefermolaren. Es sollte jedoch nur bei komplexen parodontalen Fällen eingesetzt werden [73].

Mittels DVT kann die Position impaktierter Zähne, Platzverhältnisse, Follikelgröße und Vorhandensein von Pathologien wie Resorptionen, exakt und reproduzierbar diagnostiziert werden [74–76]. Wurzelresorptionen, die vermehrt während kieferorthopädischen Bewegungen auftreten, können durch regelmäßige Verlaufskontrollen mittels DVT effizient kontrolliert und die kieferorthopädische Therapie angepasst werden [77].

Eine sichere Positionierung von Miniimplantaten während der kieferorthopädischen Behandlung kann durch eine vorherige Planung im DVT gewährleistet und damit auch das Risiko der Zahnwurzelverletzung minimiert werden [78, 79].

Die Morphologie des knöchernen Kiefergelenkes kann genau beurteilt und evtl. vorhandene Erosionen dargestellt werden [80]. Die diagnostische Genauigkeit steht dabei dem CT in nichts nach [81]. Die knöchernen Strukturen werden im DVT sehr gut dargestellt, der weichgewebige Discus und seine Anhangsgewebe sind hingegen im Magnetresonanztomographen (MRT) besser beurteilbar [82].

Auch die genauere Diagnostik von Atemwegsmalformationen konnte mittels DVT gegenüber konventionellen zweidimensionalen Methoden nachgewiesen werden [83].

Anhand vom DVT können Knochenvolumen, Lokalisation des Knochendefekts, Lokalisation vorhandener permanenter und überzähliger Zahnanlagen bei Patienten mit Lippen-Kiefer- Gaumenspalten effizient beurteilt werden. Die dreidimensionale Darstellung des Defekts hat große Vorteile für die chirurgische und kieferorthopädische Therapieplanung [84,85]. Es sei angemerkt, dass dabei das DVT - bei deutlich geringerer Strahlenbelastung - dem CT nicht nachsteht [84].

1.4.1 Field of View

Es gibt derzeit eine Vielzahl von DVT-Geräten auf dem Markt, bei denen das Field of View (FoV), je nach Indikation, durch den Behandler frei wählbar ist. Vor der Anfertigung einer DVT-Aufnahme sollte die Auswahl der Größe des FoVs gut durchdacht sein, um eine suffiziente Diagnostik durchführen zu können.

Eine signifikante Dosisreduktion kann durch Anpassung der Betriebsparameter erreicht werden, einschließlich Belichtungsfaktoren und durch Reduzierung des Sichtfelds auf den tatsächlichen interessierenden Bereich [86]. Der Zahnarzt muss dabei ein geeignetes FoV auswählen, das so groß sein sollte, um auch zusätzliche Röntgenaufnahmen zu vermeiden [87]. Kleine FoV werden eher für dentale Aufnahmen angewendet, wo hingegen große FoV für Fälle beschränkt sein sollten, in denen eine umfassende Sichtweise erforderlich ist [88]. Kleine FoVs umfassen begrenzte Bereiche des maxillofazialen Bereiches und erlauben ein Segment des Oberkiefers oder des Unterkiefers zu betrachten. Große FoVs beinhalten sowohl den Ober- als auch den Unterkiefer sowie umliegende Bereiche wie z.B. Nebenhöhlen, Atemwege und sogar Schädelstrukturen [89].

Einer allgemeinen Aussage, dass die Strahlenbelastung mit Größe des FoV wächst, muss man kritisch gegenüberstehen. In der untersuchten Region können sich mehr oder

weniger strahlensensible Organe befinden, die selbst bei einem kleinem FoV eine höhere Strahlendosis aufkommen lassen. Dies zeigte Pauwels in seiner Studie aus dem Jahr 2012 [90], bei der die effektive Dosis bei gleichem FoV für die Oberkieferaufnahme 19 μSv und für die Unterkieferaufnahme 40 μSv betrug.

Krause [91] veröffentlichte 2013 eine FoV Empfehlung, nach der für die vollständige Erfassung der dentalen Region 8,3 x 10,6 cm (Kinder: 8,3 x 10,3 cm) erforderlich sind. Für die komplette Abbildung der dentalen Region mit Kieferhöhlen und Kiefergelenken sind 12,1 x 14,9 cm (Kinder: 10,6 x 14,3 cm) nötig und für die dentale Region mit Kieferhöhlen, Kiefergelenken und dem oberen Teil der Halswirbelsäule muss das zylindrische FoV 12,1 x 17,8 cm (Kinder: 10,6 x 15,2 cm) und das sphärischen FoV 17,4 cm (Kinder: 16,3 cm) betragen.

1.4.2 Bildqualität

Eine optimale Bildqualität der DVT-Aufnahme wird erreicht, wenn die technischen Parameter des Gerätes angepasst werden, was häufig mit höheren Dosiswerten einhergeht. Es gibt jedoch einen spürbaren Unterschied zwischen einem qualitativ hochwertigen oder hochauflösenden Bild und einem diagnostisch akzeptablen Bild für eine bestimmte Indikation [92].

Bei jedem Fall muss das Nutzen und Risiko einer Aufnahme abgewogen und jegliche strahlenreduzierende Maßnahmen nach dem seit 2014 geltenden ALADA-Prinzip (*As Low As Diagnostically Acceptable*) ergriffen werden [93], welches eine Weiterentwicklung des ALARA-Prinzips (*As Low As Reasonably Achievable*) ist. Dabei soll bei ausreichender Bildqualität eine akzeptable Diagnostik möglich sein [94]. Das DIMITRA – Projekt (*Demaxillofacial pediatric Imaging -an Investigation Towards low dose Radiation induced risks*) definierte im Jahr 2019 das weiterführende ALADAIP-Prinzip (*As Low as Diagnostically Acceptable being Indication-oriented and Patient-specific*). Es zielt darauf ab ein angemessenes Gleichgewicht zwischen Dosis und Bildqualität in einem Alter indikationsspezifisch zu definieren [92].

Die *low-dose* Protokolle definieren Verfahren, bei denen die Expositionsfaktoren verringert werden, ohne dass die Bildqualität inakzeptabel vermindert wird [95]. Sie können durch die Reduzierung des Röhrenstroms (mA), der Scanzeit (s), der Auflösung

(Voxelgröße), der Anzahl der Projektionen und/oder Übernahme eines partiellen Rotationsmodus (z.B. 180° statt 360° Drehung) erreicht werden [96]. Laut der Studie der *Dimitra Research Group* aus dem Jahr 2019 beeinträchtigen Verringerungen von 90 kVp auf 70 kVp und 40 mAs auf 16 mAs die subjektive Wahrnehmung der Bildqualität nicht [92].

1.4.3 Strahlenbelastung

Ein Vorteil des DVTs ist die genaue und dimensionsgetreue Darstellung der anatomischen Strukturen [97, 98]. Es ermöglicht eine kürzere Scanzeit während die Strahlendosis bis zu zehnmal niedriger als bei einer CT-Aufnahme ist [99,100]. Sie ist aber größer als bei einer konventioneller Röntgenaufnahme, weshalb die Anfertigung eines DVTs gut durchdacht sein sollte [99, 101]. Die effektive Dosis weist dabei eine breite Spannweite auf. Lag die anfängliche Strahlenbelastung bei Geräten der ersten Generation noch bei 1025,4 μSv [102], konnten mit Entwicklung modernerer Geräte Werte von 98 μSv erreicht werden [103]. In letzter Zeit wurde eine hohe Anzahl von DVT-Scannern eingeführt, die ein Gleichgewicht zwischen Kosten, Bildqualität und Strahlendosis für den Patienten aufweisen können [104].

Die drei fundamentalen Regeln für den Strahlenschutz, die während jeder Strahlenexposition beachtet werden sollten, sind: Rechtfertigung, Optimierung und Strahlenbegrenzung [43]. Die strahlensensiblen Organe sollten während einer Aufnahme abgedeckt werden. Neben einem Gonadenschutz bietet sich hier ein Schilddrüsenschutz an [40, 105]. Durch die Änderung der Position des Patienten durch das Kippen des Kinns und gleichzeitige Benutzung eines Schilddrüsenkragens kann die Dosis sogar um bis zu 40% reduziert werden [102]. Die Strahlendosis kann ebenfalls durch Verwendung eines zusätzlichen Kupferfilters im Scanner minimiert werden [106].

In der Literatur finden sich unterschiedliche Werte zur Strahlendosis während einer DVT-Aufnahme aufgrund unterschiedlicher Berechnungen und Herangehensweise an die Strahlendosimetrie [107]. Um vergleichbare Angaben zur Strahlenbelastung machen zu können empfehlen De Vos et al. [108] den Einsatz einer generellen Parameter-Guideline mit 20 Mindestkriterien für zukünftige Studien.

Die auf den Patienten übertragene Strahlendosis, sollte auf der in Sievert (Sv) gemessenen effektiven Dosis basieren. Diese Beschreibung wird von der Internationalen

Strahlenschutzkommission (ICRP) empfohlen [109]. Es berücksichtigt nicht nur die Dosis, sondern auch die Art, Menge, Empfindlichkeit und die Strahlenempfindlichkeit des untersuchten Gewebes [110]. Die am häufigsten verwendete Version stammt aus dem Jahr 1990 (E_{1990}) und basiert auf den Sterblichkeitsraten, die zur Abschätzung des Krebsrisikos in verschiedenen Geweben herangezogen werden. Zu den Aktualisierungen in dem Jahr 2007 (E_{2007}) gehörten die Einbeziehung der Speicheldrüsen und Änderungen einiger gewebebewichtigender Faktoren gemäß den jüngsten Krebsinzidenzraten, welche die Krebsbelastung besser beschreiben [111]. Dadurch ergaben sich höhere Werte in der Berechnung der effektiven Dosis mittels E_{2007} . Diese lagen zwischen 13 und 270% höher in der effektiven Dosis im Vergleich zu E_{1990} [112].

In der s2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) aus dem Jahr 2013 werden folgende mittlere effektive Dosen für die Strahlenbelastung in Abhängigkeit von der Größe des FoV angegeben: 92 μSv bei einem FoV < 10 cm, 118 μSv bei einem FoV 10-15 cm, 114 μSv bei einem FoV > 15 cm [113]. In der aktuellen internationalen Literatur finden sich jedoch unterschiedliche Stellenwerte. Roberts et al. [114] hat die wirksamen Dosen unter Verwendung der Gewebewichtungsfaktoren der ICRP aus dem Jahr 1990 und 2007 berechnet. Die Dosen betragen bei der Version aus dem Jahr 1990: bei einem großen FoV 92,8 μSv , bei einem mittleren FoV 47,2 μSv (Unterkiefer) und 18,5 μSv (Oberkiefer), bei einem kleinen FoV 23,9 μSv (Unterkiefer) und 9,7 μSv (Oberkiefer). Unter Verwendung der Version aus dem Jahr 2007 betragen hingegen die Dosen: bei einem großen FoV 200,2 μSv , bei einem mittleren FoV 188,5 μSv (Unterkiefer) und 93,3 μSv (Oberkiefer), bei einem kleinen FoV 96,2 μSv (Unterkiefer) und 58,9 μSv (Oberkiefer).

Davies et al. [115] haben folgende Strahlenbelastungen nach dem ICRP aus dem Jahr 1990 erhalten: Für ein großes FOV des Kopfes 47 μSv , für ein mittleres FoV 44 μSv , für ein kleines FoV von 33 bis 69 μSv (Unterkiefer) und von 18 bis 35 μSv (Oberkiefer). Nach dem ICRP aus dem Jahr 2007 betragen die Dosen für ein großes FOV des Kopfes 78 μSv , für ein mittleres FoV 77 μSv , für ein kleines FoV von 58 bis 113 μSv (Unterkiefer) und 32 bis 60 μSv (Oberkiefer).

Auch andere Autoren befassten sich mit der Strahlenbelastung nach der Version aus dem Jahr 2007. Pauwels et al. [90] erhielt in seiner Studie mit acht verschiedenen Geräten

eine effektive Dosis im Bereich zwischen 68 und 368 μSv für ein großes FoV, 28 bis 265 μSv für ein mittleres FoV und 19 bis 44 μSv für ein kleines FoV.

Bornstein et al. [86] verglich in seiner Veröffentlichung die Ergebnisse mehrere Studien mit unterschiedlichen Geräten. Die effektive Dosis betrug dabei 52 bis 1410 μSv für ein großes FoV, für ein mittleres FoV 18 bis 674 μSv , für ein kleines FoV 11 bis 252 μSv und bei Kindern 7 bis 769 μSv .

Al-Okshi et al. [107] analysierten in ihrer vergleichenden Studie ebenfalls die gemessenen Strahlenwerte im DVT und erhielten noch geringere Werte. Die gemessene wirksame Dosis variierte studienübergreifend von 8,8 bis 1073 μSv für große FoVs, 3,9 bis 674 μSv für mittlere FoVs und 9,7 bis 197 μSv für kleine FoVs.

Zusammenfassend ist mit einer durchdachten Wahl der Einstellungsparameter ein diagnostisch höchst aussagekräftiges Bild, bei einer niedrigen Strahlendosis, erzeugbar.

2 Fragestellung

Mit der vorliegenden Arbeit sollen folgende Hypothesen überprüft werden:

1. Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich.
2. Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich.
3. Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich.
4. Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich.
5. Die metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich.
6. Die metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich.
7. Die intraindividuelle metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 führt beim Vergleich von virtuellen seitlichen Fernröntgenbildern und digitalen Volumentomogrammen zu nicht signifikant unterschiedlichen Ergebnissen.
8. Die metrische Analyse der Konkavität der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien.
9. Das Verhältnis zwischen posteriorer und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien.
10. Das Verhältnis zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien.

3 Methodik

3.1 Allgemeine Methodik

3.1.1 Patientenkollektiv

Die Hypothesen wurden anhand retrospektiver, dentaler, volumetomographischer Aufnahmen überprüft. Aus einem anfänglichen Patientengut von 610 Probanden wurden nach einer spezifischen Selektion 56 ausgewählt, die für oben genannte Fragestellungen geeignet waren. Zur Veröffentlichung der Ergebnisse aus der vorliegenden Arbeit liegt ein positives Votum der Ethikkommission der Charité – Universitätsmedizin Berlin vor (Antragsnummer EA4/154/20).

Tabelle 3.1: Geschlechts- und Altersverteilung des Patientenkollektivs

	Anzahl	Alter	Mittelwert
Männlich	10	10 bis 17	13,5
Weiblich	46	9 bis 17	14
Gesamt	56	9 bis 17	14

3.1.2 DVT-Aufnahme

Sämtliche Aufnahmen, die in der vorliegenden Studie benutzt worden sind, stammen aus dem 3D-Röntgeninstitut MESANTIS® mit Standorten in Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayern, Wiesbaden und Aschaffenburg. Der verwendete Datensatz wurde über einen Zeitraum von Januar 2011 bis Dezember 2011 erhoben. Folgende Einschlusskriterien wurden zur Patientenselektion definiert:

- das Alter musste zur Zeit der Aufnahme zwischen 10 und 17 Jahren bei den männlichen und zwischen 9 und 17 Jahren bei den weiblichen Patienten betragen
- in den Röntgenaufnahmen mussten die Begrenzungen der Wirbel C2 bis C4 klar und deutlich erkennbar sein
- die Processus vertebrae mussten deutlich erkennbar sein
- die Auflösung der DVT-Aufnahmen sollte nicht niedriger als 0,3 Voxelgröße sein

Für jede der angefertigten DVT-Aufnahmen bestand eine rechtfertigende Indikation nach der Leitlinie der DGZMK (Literatur 2009). Zur Anfertigung der DVT-Aufnahmen wurde eine jeweils individuelle rechtfertigende Indikation von fachkundigen Zahnärzten/-ärztinnen gestellt. Alle Aufnahmen wurden zur Routinediagnostik erstellt.

Die Aufnahmen wurden 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 technischen Details sind aus der Tabelle 3.2 zu entnehmen.

Tabelle 3.2: Technische Daten der genutzten DVT-Geräte

	iCAT classic	MESANTIS® line
Bilddetektor	Flachfeld, amorphes Silizium (ablesbarer Bereich) 23,8 cm × 19,2 cm (B × H)	Flachfeld, amorphes Silizium (erfassbarer Bereich) 23,8 cm × 19,2 cm (B × 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 × H)	16,50 cm × 13,50 cm (D × H)
Röntgenröhrenspannung	120 kV	120 kV
Stromstärke	3-8 mA	3-7 mA

D: Durchmesser. H: Höhe. B: Breite. kV: Kilovolt. mA: Milliampere. cm: Zentimeter. mm: Milimeter.

Methodik

Die DVT-Geräte erzeugten DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) Datensätze, die anschließend mit nachfolgend bezeichneter Software verarbeitet und gespeichert werden konnten. Der DICOM-Datensatz der zu untersuchenden Patienten wurde anonymisiert, mithilfe unten aufgeführter Auswertungssoftware vermessen, und die Ergebnisse wurden in Excel-Tabellen aufgelistet sowie anschließend statistisch ausgewertet.

3.1.3 Auswertungssoftware und Befundungsmonitor

Die Auswertung der DICOM Datensätze erfolgte mit Hilfe der 3D-Imaging-Software *In-Vivo 5.1* (Anatomage Inc., San Jose, Californien). Das Programm erlaubt eine Betrachtung der Aufnahmen in 3D-Grafiken, sowie den drei 2D-Schnittebenen koronal (= frontal), transversal (= horizontal) und sagittal. Die Auswertung wurde mittels Vermessungen durch Längen- und Winkelinstrumente, gezielten Vergrößerungen der gewollten Regionen und Orientierung in allen drei Raumebenen durchgeführt. Dadurch kann es als hilfreiches diagnostisches Verfahren in vielen Bereichen der klinischen Zahnmedizin und Medizin angewendet werden.

Die Primärdaten-Auswertung erfolgte durch den Promovenden (Untersucher A), sowie zusätzlich durch zwei kieferorthopädische Weiterbildungsassistenten (Untersucher B und C) in einem abgedunkelten Raum im Befundungszentrum MESANTIS® in Berlin. Die CVM-Methode wurde jeweils einzeln den zusätzlichen Untersuchern anhand des vorgegebenen und als Kopie ausgehändigten Schemas (s. Abb. 3.9. und 3.10) durch die Promovendin nahegelegt. Folglich wurde an drei zufällig ausgewählten DVT-Aufnahmen aus der MESANTIS® Datenbank jeweils das CVM-Stadium von den zusätzlichen Untersuchern bestimmt und auf ihre Richtigkeit zusammen mit der Promovendin geprüft. Danach folgte die Bestimmung der Reifestadien, der für diese Studie vorgesehenen DVT-Aufnahmen der Patienten, jeweils separat durch die drei Untersucher. Die Auswertung erfolgte zu gesonderten Zeiten um die Ergebnisse durch mögliche gegenseitige Beeinflussung nicht zu verfälschen. Die technischen Daten der Monitore sind in der Tabelle 3.3 zusammengefasst.

Tabelle 3.3: Technische Daten der Befundungsmonitore

	Untersucher A	Untersucher B	Untersucher C
Monitor	EIZO 3 Megapixel RaduForce™ R31	LG Electronics Flatron 1920P	
Produktionsfirma	Fa. Avnet Technology Solutions GmbH, Nettetal, Deutschland	LG Electronics Inc., Seoul, Südkorea	
Kontrast	400.1	700.1	
Helligkeit	400 cd/m ²	300 cd/m ²	
Auflösung	1536x2048 Pixel	1280x1024 Pixel bei 75 Hz	

cd/m²: Candela/Quadratmeter. Hz: Herz

3.1.4 Allgemeine Messmethodik

Die Datensätze wurden in das Programm *InVivo 5.1* importiert. Danach erfolgte die Ausrichtung der Wirbelkörper C2 bis C4 in die drei Raumebenen, wodurch die Reproduzierbarkeit der Messungen sichergestellt werden konnte. Die Aufnahmen wurden mit Hilfe der Programmwerkzeuge *Sections* ausgerichtet. Da diese Studie sich nur mit der Form der Wirbel befasste, konnten andere Strukturen vernachlässigt werden. Um die zentrische Position der Wirbel im DVT zu bestimmen, wurde zuerst die Lage der Horizontalebene (im Bild orange Linie) festgelegt, indem diese durch den am weitesten anterior und superior gelegenen Punkt der Oberlippe und das obere Drittel des Axis (C2) geführt worden ist (Abbildung 2.1).



Abbildung 3.1: Ausrichtung der Wirbel in der Horizontalebene – Sagittalschnitt

Abgebildet ist die mediane sagittale Ansicht einer DVT-Aufnahme des Gesichtsschädels und der oberen Halswirbelsäule einer 12-jährigen Patientin. In Überlagerung zu sehen ist das Ausrichtungs- und Messkreuz (roter Kreis, orange und blaue Linie) des Programms *InVivo 5.1*.

Im nächsten Schritt wurde die Lage der Sagittal- (grüne Linie) und Koronalebene (blaue Linie) bestimmt. Beide Ebenen gehen durch den Mittelpunkt von Axis und Atlas. Dies war bestimmbar durch eine Rotation in der Horizontal- und Transversalebene (Abbildung 3.2 und Abbildung 3.3).

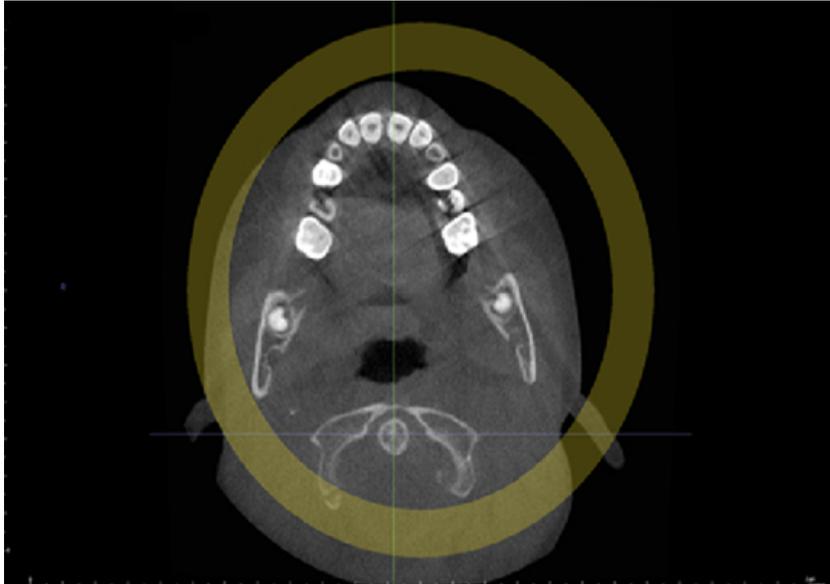


Abbildung 3.2: Ausrichtung der Wirbel in der Sagittal- und Transversalebene – Horizontalschnitt

Die Abbildung zeigt einen Horizontalschnitt einer DVT-Aufnahme des Gesichtsschädels einer 12-jährigen Patientin. Deutlich erkennbar sind Atlas, Axis, sowie die Oberkieferzähne und Tubera maxillarum. Das Ausrichtungskreuz ist gelb und das Messkreuz ist blau und grün gekennzeichnet.

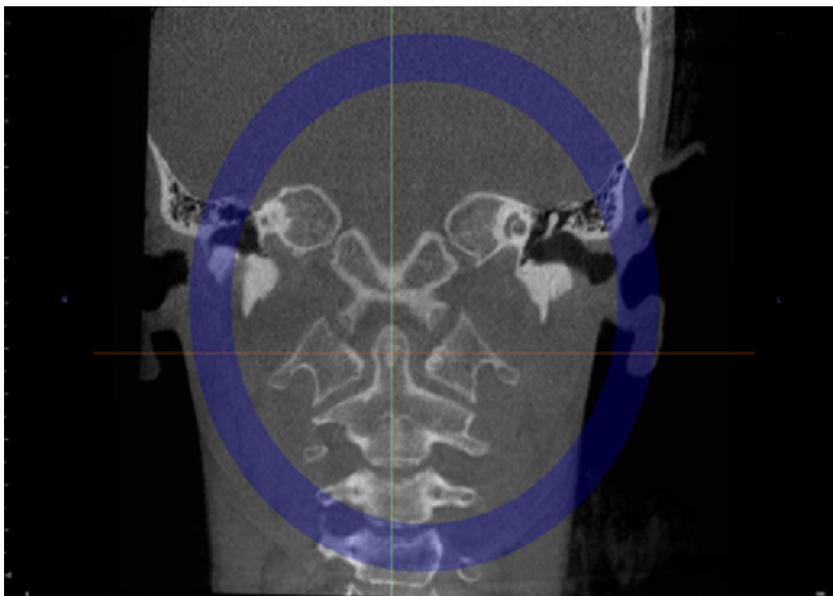


Abbildung 3.3: Ausrichtung der Wirbel in der Horizontal- und Sagittalebene - Transversalschnitt

Abgebildet ist ein transversaler Schnitt einer DVT-Aufnahme des Schädels einer 12-jährigen Patientin. Zu erkennen sind die Halswirbel C1 bis C4, Condylus occipitalis, innerer Gehörgang. Das Messkreuz ist durch die grüne (sagittale Ebene) und orange (transversale Ebene) Linie gekennzeichnet. Das Ausrichtungskreuz ist blau markiert.

Alle Ebenen sind in einem 90° Winkel zueinander ausgerichtet. In Abbildung 3.2 ist deutlich zu erkennen, dass die Sagittalebene nicht zwangsläufig mit dem Mittelpunkt der Inzisivi übereinstimmen muss, deshalb wurde dies auch vernachlässigt. Um die Mittelpunkte des Wirbels C1 und C2 zu bestimmen, wurde in der Transversalansicht (Abbildung 3.3) durch Abstandsmessungen der Begrenzungen des C2 in der Horizontalebene die Mitte bestimmt. Dies war möglich durch eine Messung mit Hilfe von *Mess*, sodass die halbierende Linie von C2 gefunden war. Die Mitte von C1 wurde anhand der anatomischen Konturen bestimmt, in dem der kaudalste Punkt dessen kranialen Begrenzung bestimmt wurde. In der Horizontalansicht wurde analog dazu die Mitte des C2 durch die Abstandsmessungen dessen Begrenzungen entlang der Transversal- und Sagittalebene überprüft. Die Begrenzungspunkte mussten auch in diesem Fall den gleichen Abstand zur halbierenden Linie haben. Durch eine Rotation mit Hilfe des Orientierungswerkzeuges *Sections* wurde zusätzlich noch die korrekte Lage des Wirbelkörpers C1 zu C2 überprüft und gegebenenfalls korrigiert.

Um die Lage der Wirbelkörper in der rechtslateralen Position im DVT zu bestimmen, wurde nur die Ausrichtung in der Horizontal- und Transversalansicht in Betracht gezogen. Die Sagittalebene wurde maximal nach rechtslateral (im Bild nach links) so verschoben, dass sie die äußerste Begrenzung von C2 noch berührt hat. Die Transversal- und Horizontallinie sind in ihrer Lage unverändert geblieben (Abbildung 3.4 und 3.5).



Abbildung 3.4: Rechtslaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Transversalschnitt

Abgebildet sind die Halswirbel C1 bis C4, Condylus occipitalis und innerer Gehörgang. Die orange Linie kennzeichnet die horizontale Ebene, die grüne hingegen die sagittale Ebene.

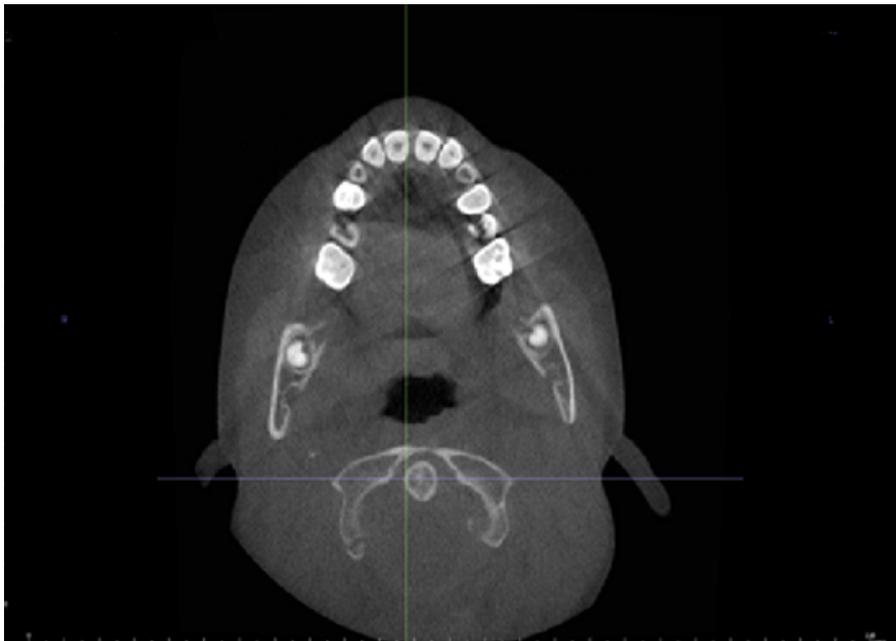


Abbildung 3.5: Rechtslaterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Horizontalschnitt

Zu erkennen sind die Oberkieferzähne, Tuber maxillae, Atlas und Axis. Die grüne Linie stellt die sagittale Ebene dar, die blaue die transversale Ebene.

Die Ausrichtung der Wirbel in linkslateraler Position erfolgte durch gleiche Bestimmungskriterien wie bei der rechtslateralen, mit dem Unterschied, dass die Sagittalebene maximal nach linkslateral (im Bild nach rechts) verschoben worden ist. Die Transversal- und Horizontalebene sind weiterhin in ihrer Position geblieben (Abbildung 3.6 und 3.7).



Abbildung 3.6: Links laterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Transversalschnitt

Zu erkennen sind die Halswirbel C1 bis C4, Condylus occipitals und innerer Gehörgang. Die grüne Linie kennzeichnet die sagittale Ebene und die orange Linie die horizontale Ebene.

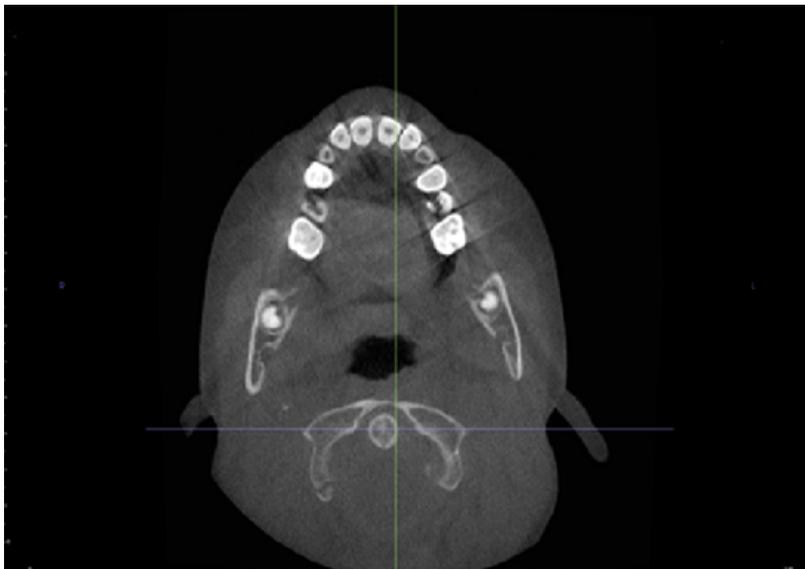


Abbildung 3.7: Links laterale Position: Ausrichtung der Sagittalebene im Horizontalschnitt

Erkennbar sind die Oberkieferzähne, Tuber maxillae, Atlas und Axis. Die grüne Linie kennzeichnet die Sagittalebene, die blaue hingegen die Transversalebene.

Das virtuelle FRS wurde nach der Empfehlung des Referenzhandbuches des Programmes *InVivo 5* generiert, in dem zur Ansicht *Super Ceph* gewechselt wurde (Abbildung 3.8). Für die korrekte Reorientierung der Aufnahme wurde überprüft, ob der rechte und linke Kieferwinkel in der Aufnahme sich überlagern und ggf. dies nach dieser Maßgabe korrigiert. Danach konnten die Wirbelkörper im virtuellen FRS analysiert werden, in dem auf den Button *Create Ceph* geklickt worden ist. Das Programm erlaubte es die Helligkeit und Kontrast zur Verbesserung der Bildqualität von dem jeweiligen Untersucher individuell zu bestimmen.



Abbildung 3.8: Virtuelles Fernröntgenseitenbild

Abgebildet ist eine sagittale Ansicht des Gesichtsschädels, sowie die Halswirbel C2 bis C4.

3.2 Spezielle Methodik

3.2.1 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

Die CVM-Stadien Einteilung erfolgte anhand der CVM-Analyse von Baccetti et al. aus dem Jahr 2005, welche diese für FRS-Aufnahmen entwickelt haben [11]. Die Begrenzungen und Formen der Wirbel C2 bis C4 wurden ausschließlich visuell betrachtet. Es wurden folgende Parameter einbezogen:

1. Anwesenheit einer Konkavität an Wirbel C2, C3, C4
2. Die Form der Wirbel C3 und C4, wobei folgende vier unterschieden werden konnte (Abbildung 3.9):
 - trapezförmig
 - rechteckig horizontal
 - quadratisch
 - rechteckig vertikal

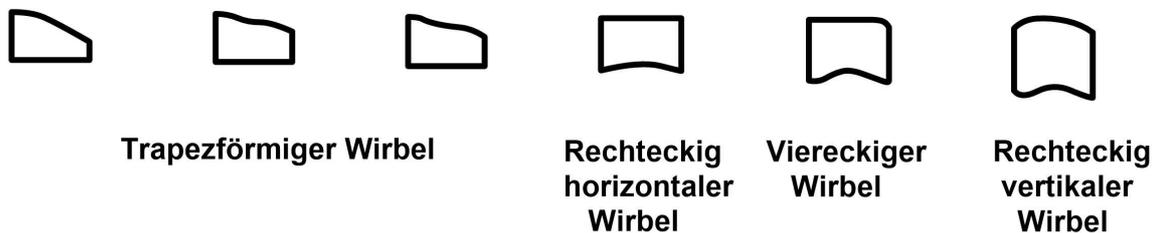


Abbildung 3.9: Formen der Halswirbel C3 und C4

Modifiziert nach [11]

Nach einer visuellen Analyse der Wirbel erfolgte die Zuordnung zu einem der aufgelisteten Stadien (Tabelle 3.4 und Abbildung 3.10).

Tabelle 3.4: Visuelle CVM-Stadien Einteilung

Wirbel / Stadium	C2 (inferiore Begrenzung)	C3	C4
1	flach	trapezförmig	trapezförmig
2	konkav	trapezförmig	trapezförmig
3	konkav	trapezförmig oder rechteckig horizontal inferiore Begrenzung ist konkav	trapezförmig oder rechteckig horizontal
4	konkav	rechteckig horizontal inferiore Begrenzung ist konkav	rechteckig horizontal inferiore Begrenzung ist konkav
5	konkav	viereckig inferiore Begrenzung ist konkav	viereckig inferiore Begrenzung ist konkav
6	konkav	rechteckig vertikal inferiore Begrenzung ist konkav	rechteckig vertikal inferiore Begrenzung ist konkav

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*

Modifiziert nach [11]

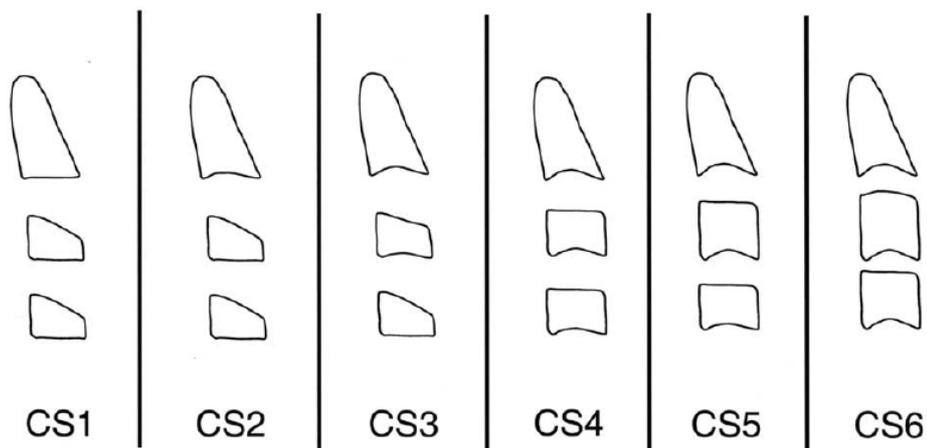


Abbildung 3.10: Schematische Darstellung der CVM-Stadien Einteilung

CVM: *Cervical Vertebral Maturation*

CS: *Cervical Stage*

Modifiziert nach [11]

Anhand dieses Schemas erfolgte die Zuordnung der Halswirbel der virtuellen FRS-Aufnahmen zum jeweiligen Stadium (eins bis sechs). Die Ergebnisse der drei Versuchsreihen wurden dokumentiert und in einer Excel-Tabelle gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC Werten in SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95 % Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.2 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

Die Einteilungsmethode der Stadien war analog zur im Kapitel 3.2.1. beschriebenen Verfahrensweise. Die Zuordnung der Aufnahmen zum jeweiligen CVM-Stadium erfolgte durch zwei zusätzliche Untersucher (kieferorthopädische Weiterbildungsassistenten). Die Ergebnisse der insgesamt drei Untersucher wurden in einer Excel-Tabelle gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC Werten in SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95 % Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.3 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Die Ausrichtung der Wirbelkörper und Festlegung der drei Ebenen: zentrisch, rechts lateral und links lateral erfolgte wie im Kapitel 3.1.4. beschrieben. Die Zuordnung der Wirbel zum jeweiligen CVM-Stadium erfolgte analog zur in Kapitel 3.2.1 erläuterten Verfahrensweise.

Die Ergebnisse der drei Versuchsreihen wurden in einer Excel-Tabelle gesammelt und einander gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC Werten in SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95% Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.4 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Die Ausrichtung der Wirbelkörper und Festlegung der drei Ebenen: Zentrisch, rechts lateral und links lateral erfolgte wie in Kapitel 3.1.4. beschrieben. Die Zuordnung der Wirbel zum jeweiligen CVM-Stadium erfolgte analog zur in Kapitel 3.2.1 erläuterten Verfahrensweise.

Die CVM-Stadien Einteilung wurde durch zwei zusätzliche Untersucher (kieferorthopädische Weiterbildungsassistenten) durchgeführt. Die Ergebnisse wurden gesammelt und einander gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC Werten in SPSS statistisch für jede der drei geprüften Ebenen untersucht. Zusätzlich wurden 95% Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.5 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS

Die metrische Erfassung erfolgte nach dem von Baccetti et al. [11] vorgegebenem Messschema für Fernröntgenseitenbilder (Abbildung 3.11).

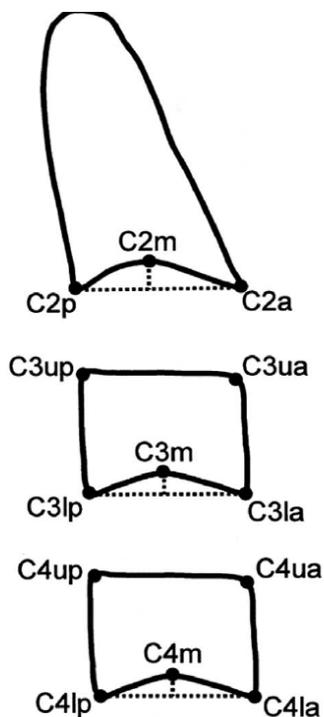


Abbildung 3.11: Messpunkte bei den Halswirbeln C2 bis C4

Die Position der Messpunkte wurde wie folgt festgelegt:

CXm- der tiefste Punkt der Konkavität des Wirbels

C2p- der am weitesten posterior gelegene Punkt des C2

C2a- der am weitesten anterior gelegene Punkt des C2

CXup- die am weitesten superior gelegenen Punkte der posterioren Begrenzung der Wirbel

CXlp – die am weitesten inferior gelegenen Punkte der posterioren Begrenzung

CXua – die am weitesten superior gelegenen Punkte der anterioren Begrenzung

CXla – die am weitesten inferior gelegenen Punkte der anterioren Begrenzung

Wobei X für 3 (Wirbel C3) oder 4 (Wirbel C4) steht.

Es wurden folgende Parameter erfasst:

1. Conc – für die Wirbel C2 bis C4 (Abbildung 3.12)

Conc: Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel (die Linie ist im 90 Grad Winkel zur Breite CXlp-CXla, bzw. C2p-C2a)

X ist dabei analog zu den Zahlen der Wirbel (C3 bis C4)

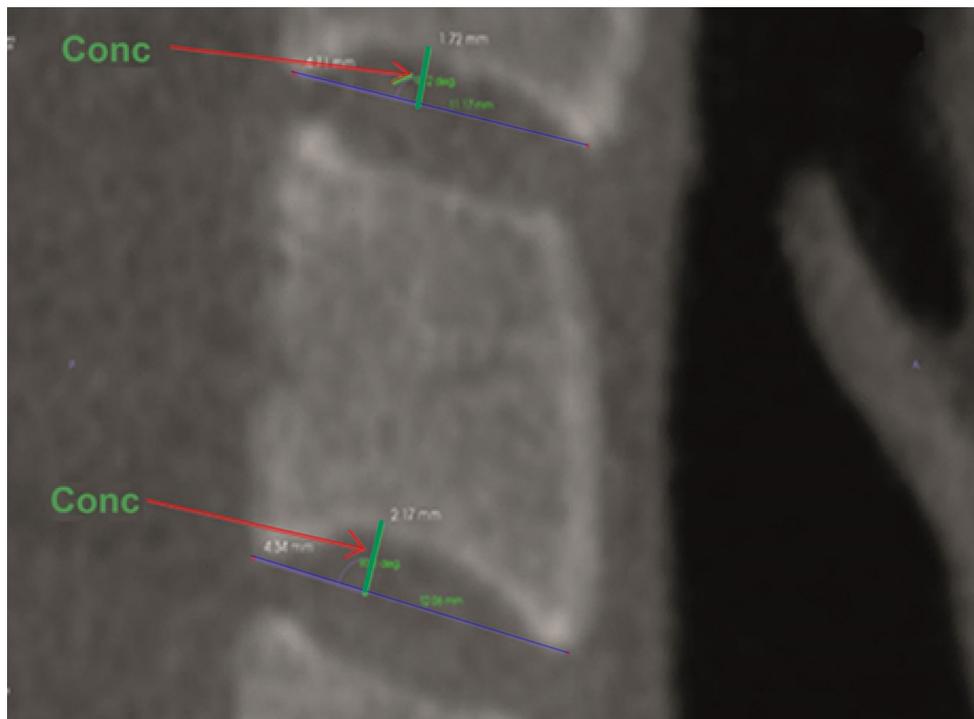


Abbildung 3.12: Messparameter Conc bei den Halswirbeln C2 und C3

2. BAR – für die Wirbel C3 und C4 (Abbildung 3.13)

BAR: Das mathematisch ausgerechnete Verhältnis zwischen der Basisbreite der Wirbel (CXlp-CXla) und der anterioren Höhe der Wirbel (CXla-CXuua)

X ist dabei analog zu den Zahlen der Wirbel (C3, C4)

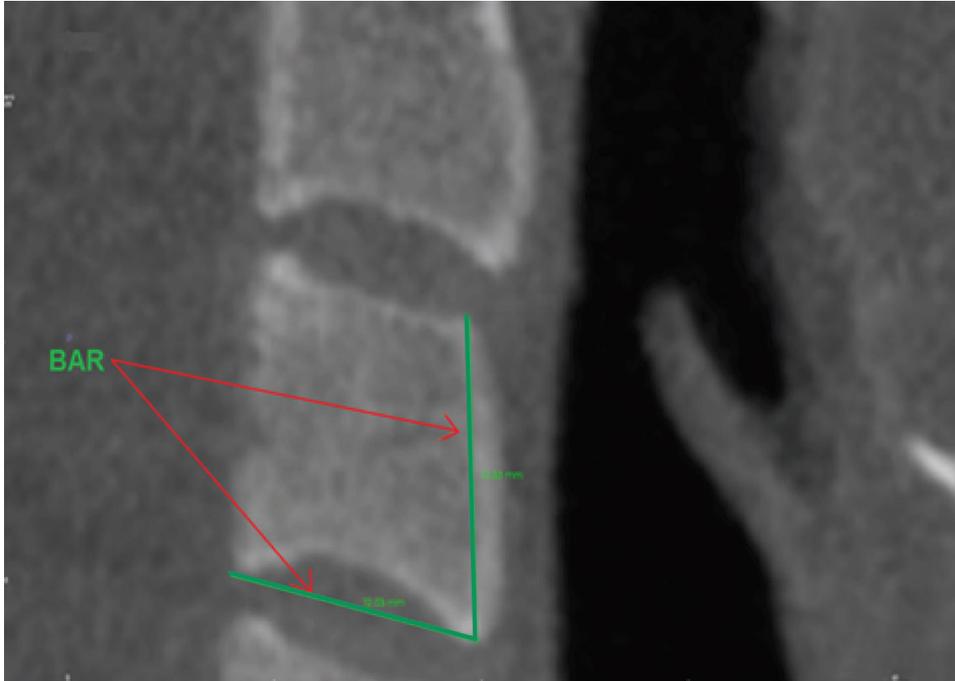


Abbildung 3.13: Messparameter BAR bei dem Halswirbel C3

3. PAR – für die Wirbel C3 und C4 (Abbildung 3.14)

PAR: Das mathematisch ausgerechnete Verhältnis zwischen der posterioren (CXlp-CXup) und anterioren (CXla-CXuua) Höhe der Wirbel

X ist dabei analog zu den Zahlen der Wirbel (C3, C4)

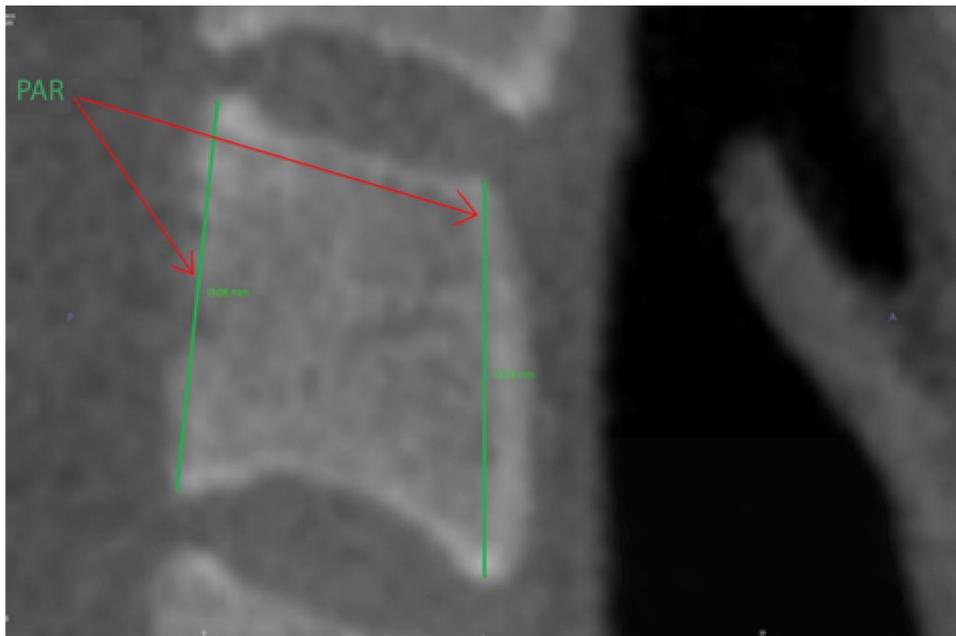


Abbildung 3.14: Messparameter PAR bei dem Halswirbel C3

Die oben genannten Parameter wurden in drei Versuchsreihen ermittelt und in einer Excel-Tabelle gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC Werten in SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95% Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.6 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT

Die Ausrichtung der Wirbelkörper und Festlegung der drei Ebenen: Zentrisch, rechts lateral und links lateral erfolgte wie in Kapitel 3.1.4. beschrieben. Die metrische Erfassung der Wirbel C2, C3 und C4 erfolgte nach der in Kapitel 3.2.5. beschriebenen Methode.

Die untersuchten Parameter wurden in drei Versuchsreihen ermittelt und in einer Excel-Tabelle gegenübergestellt.

Die Hypothese „Die metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ wurde anhand von ICC-Werten in SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95 % Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.7 Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT

Die metrische Erfassung von C2, C3 und C4 in allen drei Schichten im DVT und im virtuellen FRS wurde in den Kapiteln 3.2.5. und 3.2.6. erläutert.

Um die Reproduzierbarkeit der Messmethodik in den drei DVT-Schichten und des virtuellen FRS zu ermitteln, wurden die drei Messreihen in einer Excel-Tabelle einander gegenübergestellt (getrennt nach Wirbelkörpern) und dessen ICC, sowie auch die 95% Konfidenzintervalle berechnet.

Um die Reliabilität zwischen den *Sections* zu ermitteln, wurden Mittelwerte aus den Einzelmessungen gebildet und diese einander in einer Excel-Tabelle gegenübergestellt.

Die Hypothese: „Die intraindividuelle metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 führt beim Vergleich von virtuellen seitlichen Fernröntgenbildern und digitalen Volumentomogrammen zu nicht signifikant unterschiedlichen Ergebnissen“ wurde anhand von ICC Werten im SPSS statistisch untersucht. Zusätzlich wurden 95 % Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft.

3.2.8 Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT

Die Methode zur metrischen Erfassung der Konkavität (Conc) von C2, C3 und C4 wurde in Kapitel 3.2.5. erläutert.

Die Einstufung des CVM-Stadiums des Patienten erfolgte anhand der Ermittlung des Mittelwertes aus den drei Versuchsreihen, wobei bei einem ungeraden dieser immer aufgerundet worden ist. Zu dem ermittelten visuellen CVM-Stadium wurde der Mittelwert aus der metrischen Erfassung der Konkavität zugeordnet.

Zur Darstellung deskriptiver Statistiken wurden die Lagemaße Mittelwert, Median, Minimum, sowie das 25. und 75. Perzentil für die Schicht im DVT, welche die größte Übereinstimmung mit dem virtuellen FRS hatte, berechnet. Als Klassengrenzen wurden der Mittelwert des 75. Perzentils des vorangegangenen Stadiums mit dem 25. Perzentil des folgenden Stadiums festgelegt. Zur Visualisierung der Verteilungen wurden außerdem Box-Whisker-Plots und Histogramme erstellt.

Zur Überprüfung der Hypothese, dass zwischen den CVM-Stadien Unterschiede bestehen, wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis als nichtparametrisches Verfahren eingesetzt, da parametrische Verfahren aufgrund der fehlenden Normalverteilung nicht indiziert

waren. Es wurden die mittleren Ränge der Stadien sowie die statistische Prüfgröße erfasst, wobei wieder ein α -Niveau von 5 % festgelegt wurde. Dies entspricht der maximalen Irrtumswahrscheinlichkeit, die Unterschiedshypothese anzunehmen, obwohl in Wahrheit keine Unterschiede zwischen den CVM Stadien bestehen.

Zur Überprüfung der Hypothese „Die metrische Analyse der Konkavität der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ wurde überprüft, ob die Grenzwerte für das jeweilige Stadium ermittelt werden können und diese gegebenenfalls in einer Excel-Tabelle dargestellt.

3.2.9 Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Methode zur Bestimmung der Relation zwischen posteriorer und anteriorer Höhe (PAR) wurde in Kapitel 3.2.5. beschrieben.

Die Ermittlung des CVM-Stadiums, die deskriptiven Statistiken, sowie die Klassengrenzen wurden analog zu Kapitel 3.2.8. ermittelt.

Zur Überprüfung der Hypothese: „Das Verhältnis zwischen posteriorer und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ wurde überprüft, ob die Grenzwerte für das jeweilige Stadium ermittelt werden können und diese gegebenenfalls in einer Excel-Tabelle dargestellt.

3.2.10 Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Methode zur Bestimmung der Relation zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe (BAR) wurde in Kapitel 3.2.5. beschrieben.

Die Ermittlung der CVM-Stadien, die deskriptiven Statistiken, sowie die Klassengrenzen wurden analog zu Unterpunkt 3.2.8. ermittelt.

Zur Überprüfung der Hypothese: „Das Verhältnis zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ wurde überprüft, ob die oberen und unteren Grenzen für das jeweilige Stadium ermittelt werden können und diese gegebenenfalls in einer Excel-Tabelle dargestellt.

3.3 Statistische Auswertung

Für die Hypothesen, welche sich auf die Reproduzierbarkeit in Form der Intra- und Inter-Rater-Reliabilität beziehen, wurde die Intra-Klassen-Korrelation als Maß für die Reliabilität eingesetzt. Die Intra-Klassen Korrelation (ICC – *Intra Class Correlation*) ist der Anteil der Varianz der wahren Messwerte relativiert an der Gesamtvarianz mit:

$$ICC = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_X^2 + \sigma_E^2} \quad \text{mit } X = T + E$$

X - Messwert
T - Wahrer Wert
E - Fehler

Formel 3.1: Messwertzusammensetzung

Ist der Fehler über alle Messungen gleich 0, so ist auch dessen Varianz 0 und alle Messungen stimmen perfekt überein. In diesem Fall nimmt der ICC den Wert 1 an, da dann gilt $X = T$ und $\sigma_E^2 = 0$. Je größer die Varianz des Fehlers, desto geringer wird der ICC. Shrout und Fleiss [116] schlugen in ihrer Publikation sechs verschiedene Intra-Klassen Korrelationskoeffizienten vor. In der vorliegenden Untersuchung wurde der ICC (2,1) verwendet, da die Auswahl der Rater als auch die Messungen selbst als zufällige Effekte betrachtet wurden (*2-way random-effects model*). Des Weiteren wurden die Messungen als Einzelmessungen behandelt und die absolute Übereinstimmung wurde mittels des ICC gemessen. Es sei angemerkt, dass eine methodische Schwäche des ICC darin liegt, dass die Varianz der Messungen unabhängig von der Fehlervarianz einen Einfluss auf den ICC hat. Fleiss [117] schlug die folgenden Werte des ICC als Gütekriterien für die Reliabilität vor:

Tabelle 3.5: Einordnung der ICC-Werte

> 0,75 exzellent
0,4 - 0,75 mäßig bis gut
< 0,4 schlecht

Im klinischen Kontext können Werte über 0,75 als ausreichend angesehen werden, Werte über 0,9 sind nahezu perfekt.

ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient

Neben dem ICC wurden auch die 95 % Konfidenzintervalle berechnet und der ICC auf Signifikanz geprüft. Dabei wurde ein α -Niveau von 5 % festgelegt. Die Prüfung auf Signifikanz bezieht sich hier darauf, ob der ICC signifikant von 0 verschieden ist.

Um die Reliabilität zwischen den untersuchten Schichten zu ermitteln, wurden Mittelwerte aus den Einzelmessungen gebildet und diese einander gegenübergestellt.

Zur Darstellung deskriptiver Statistiken wurden die Lagemaße wie Mittelwert, Median, Minimum, Maximum sowie das 25. und 75. Perzentil berechnet. Zur Visualisierung der Verteilungen wurden außerdem Box-Whisker-Plots und Histogramme erstellt. Streudiagramme (*Scatterplots*) dienen zur Veranschaulichung der Übereinstimmung von zwei Messungen inklusive der entsprechenden Winkelhalbierenden als Vorlage für eine Übereinstimmung.

Zur Klassifikation bestimmter CVM-Stadien wurden deskriptive Statistiken für jedes Stadium erstellt, zusätzlich getrennt nach den Wirbelkörpern. Als Klassengrenzen wurde der Mittelwert des 75. Perzentils des vorangegangenen Stadiums mit dem 25. Perzentil des folgenden Stadiums festgelegt, wobei es teilweise zu deutlichen Überschreitungen kommen konnte und die Klassifikation dann nur zur groben Orientierung dienen kann.

Zur Überprüfung der Hypothese, dass zwischen den CVM-Stadien Unterschiede bestehen, wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis als nichtparametrisches Verfahren eingesetzt, da parametrische Verfahren aufgrund der Verteilung nicht indiziert waren. Es wurden die mittleren Ränge der Stadien sowie die statistische Prüfgröße reportet, wobei wieder ein α -Niveau von 5 % festgelegt wurde. Dies entspricht der maximalen Irrtumswahrscheinlichkeit, die Unterschiedshypothese anzunehmen, obwohl in Wahrheit keine Unterschiede zwischen den CVM-Stadien bestehen. Der empirische p-Wert wird im Output als „Sig.“ (für Signifikanz) angegeben, Werte von ,000 bezeichnen dabei immer $p < 0,001$. Der hier angegebene p-Wert entspricht dabei der Irrtumswahrscheinlichkeit und bezeichnet somit den Wert, bei dem die Nullhypothese noch belegt oder widerlegt werden kann. Für eine Konfidenzwahrscheinlichkeit von 95 %, liegt die Irrtumswahrscheinlichkeit bei 5 %, der p-Wert damit bei 0,05 und das Intervall enthält mit 95% Wahrscheinlichkeit den Parameter. In der Statistik wurde festgelegt, einen p-Wert $< 0,05$ als signifikant, $p < 0,01$ als hoch signifikant und $p < 0,001$ als höchst signifikant zu werten [118].

Alle Analysen wurden mit Microsoft Excel 2010 und IBM SPSS Statistics Version 22 erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

29 der insgesamt 56 Probanden wiesen eine absolute Übereinstimmung der drei Messreihen auf. Bei 17 Patienten wurde in zwei der drei Messreihen das gleiche CVM-Stadium ermittelt. Bei einem Patienten in einer Messreihe konnte das Stadium aufgrund reduzierter Bildqualität nicht bestimmt werden. Bei zwei Patienten konnte ebenfalls aufgrund reduzierter Bildqualität kein CVM-Stadium in keiner der drei Messreihen ermittelt werden (Diagramm 4.1).

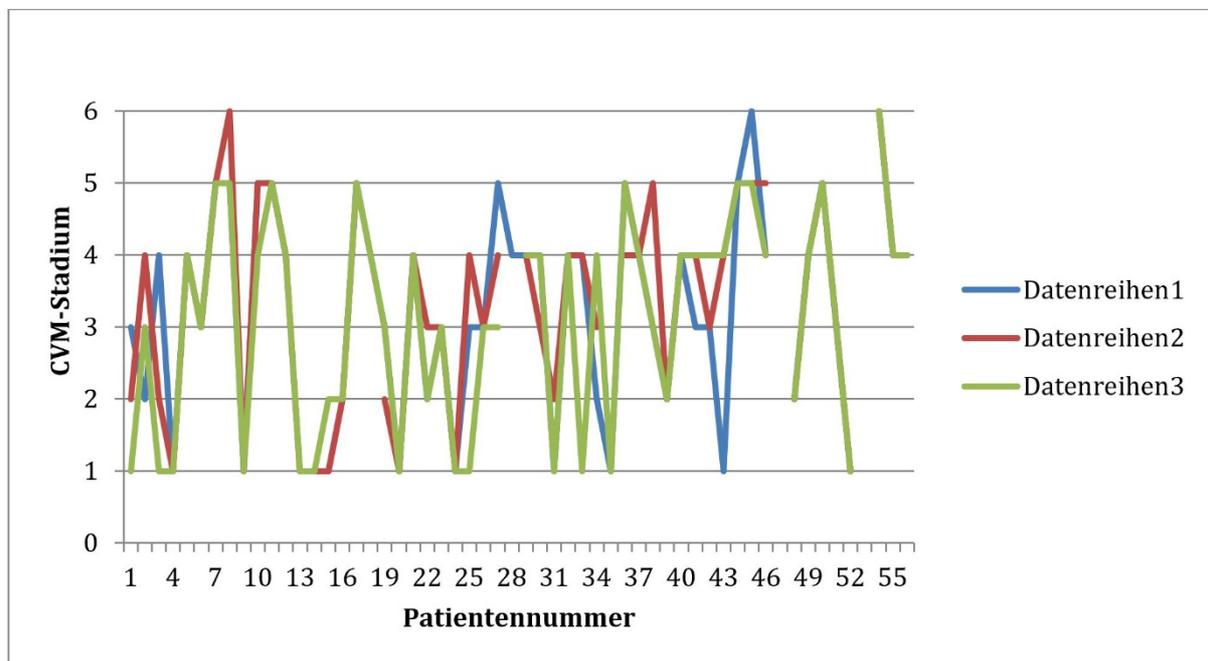


Diagramm 4.1 Messwertverteilung im virtuellen FRS im intraindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im intraindividuellen visuellen Vergleich im virtuellen FRS.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher A, zweite Versuchsreihe. Datenreihe 3: Untersucher A, dritte Versuchsreihe.

Die intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS war mit einem Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC-Wert) von 0,810 reproduzierbar möglich. Ein ICC-Wert über 0,75 deutet auf eine exzellente Reproduzierbarkeit hin. Das 95%-

Konfidenzintervall umfasste den Bereich 0,719 bis 0,880. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine gute Reproduzierbarkeit auf (Tabelle 4.1).

Statistisch ergab sich eine hohe Plausibilität des ermittelten Wertes, da der Intraklassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ bestätigt werden.

Tabelle 4.1: ICC-Werte im virtuellen FRS im intraindividuellen visuellen Vergleich

SC	ICC	0,810
	CI-	0,719
	CI+	0,880

SC: SuperCeph = virtuelles Fernröntgenseitenbild. ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient. CI-: untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls. CI+: obere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls

4.2 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

13 der insgesamt 56 Patienten wiesen eine absolute Übereinstimmung bei der Bestimmung des CVM-Stadiums in den insgesamt drei Versuchsreihen auf. 34 Probanden wiesen eine Übereinstimmung in zwei Messreihen auf. Bei einem Patienten in einer Messreihe konnte das Stadium aufgrund reduzierter Qualität der Aufnahme nicht bestimmt werden. Bei einem Probanden konnte wegen der reduzierten Qualität der Aufnahme bei keiner der Versuchsreihen ein CVM-Stadium ermittelt werden (Diagramm 4.2).

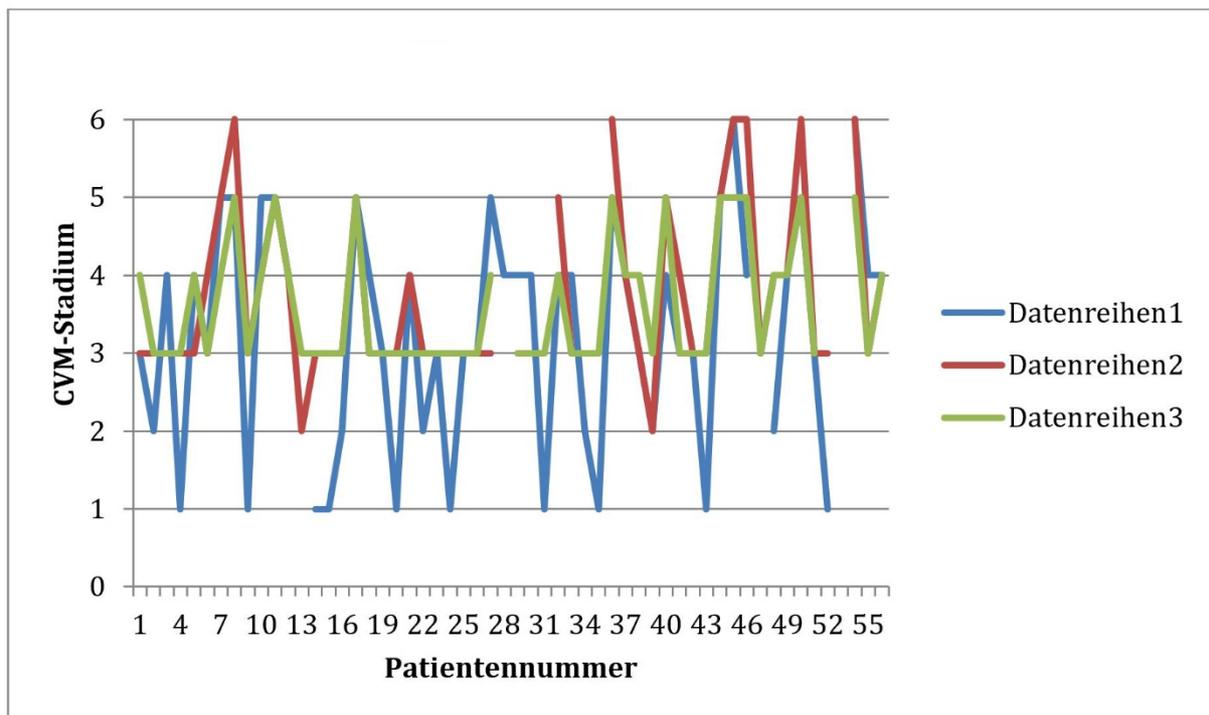


Diagramm 4.2: Messwertverteilung im virtuellen FRS im interindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung die Übereinstimmung im interindividuellen visuellen Vergleich im virtuellen FRS

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher B. Datenreihe 3: Untersucher C.

Die interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS war mit einem Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC-Wert) von 0,670 nur eingeschränkt reproduzierbar möglich. Ein ICC-Wert im Bereich von 0,400 bis 0,750 deutet auf eine mäßige bis gute Übereinstimmung. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich zwischen 0,529 bis 0,784. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine gute Reproduzierbarkeit auf (Tabelle 4.2). Statistisch ergab sich eine hohe Plausibilität des ermittelten Wertes, da der Intraklassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war. Somit konnte die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ nur eingeschränkt bestätigt werden.

Tabelle 4.2: ICC-Werte im virtuellen FRS im interindividuellen visuellen Vergleich

SC	ICC	0,670
	CI-	0,529
	CI+	0,784

SC: SuperCeph = virtuelles Fernröntgenseitenbild. ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient. CI-: untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls. CI+: obere Grenze des 95%-Konfidenzintervall

4.3 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Die intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien war in den drei untersuchten Schichten reproduzierbar möglich.

In der zentrischen Schicht wiesen 30 der insgesamt 56 Probanden eine absolute Übereinstimmung bei der Bestimmung des CVM-Stadiums auf. 25 Patienten hatten eine Übereinstimmung bei zwei Messreihen. Es sei angemerkt, dass in jeder Messung das Maturationsstadium bestimmt werden konnte (Diagramm 4.3).

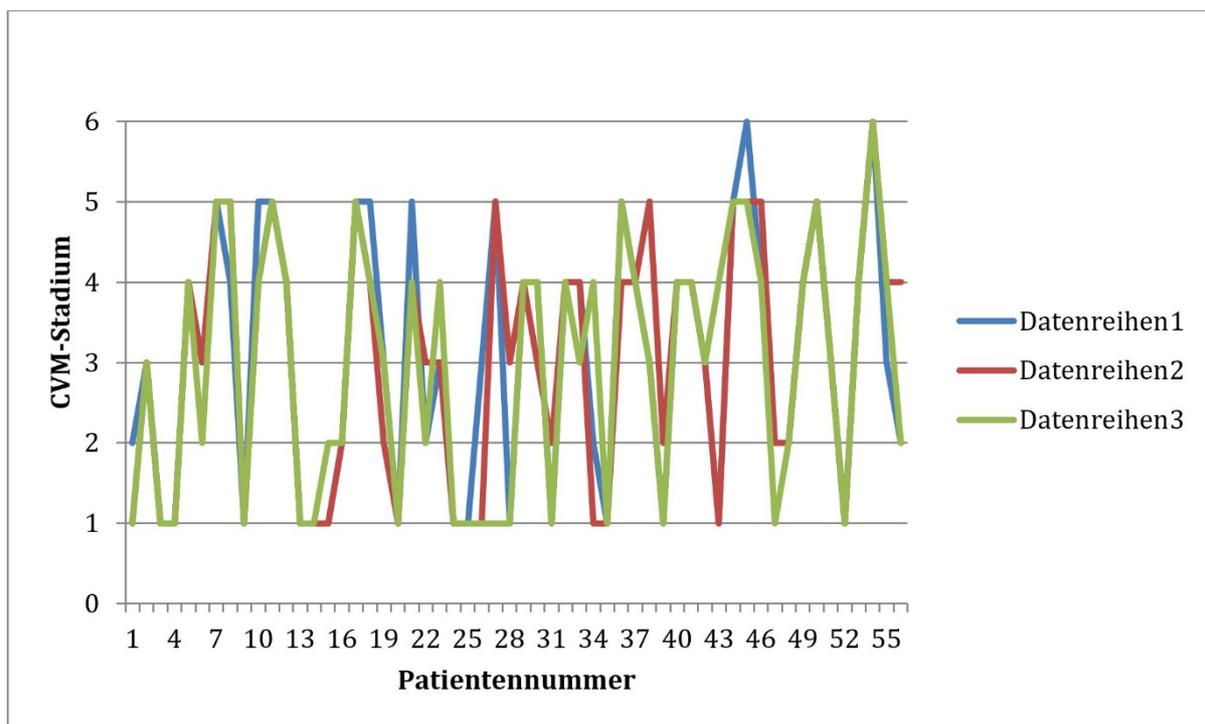


Diagramm 4.3: Messwertverteilung in der zentrischen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im intraindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten zentrischen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher A, zweite Versuchsreihe. Datenreihe 3: Untersucher A, dritte Versuchsreihe.

In der rechts lateralen Schicht des DVTs wiesen 22 der 56 Probanden eine absolute Übereinstimmung bei der Bestimmung des CVM-Stadiums auf. Bei 27 Patienten war eine Übereinstimmung in zwei Versuchsreihen anzutreffen. Bei drei Patienten in einer Messreihe konnte das Stadium wegen reduzierter Qualität der Aufnahme nicht bestimmt werden (Diagramm 4.4).

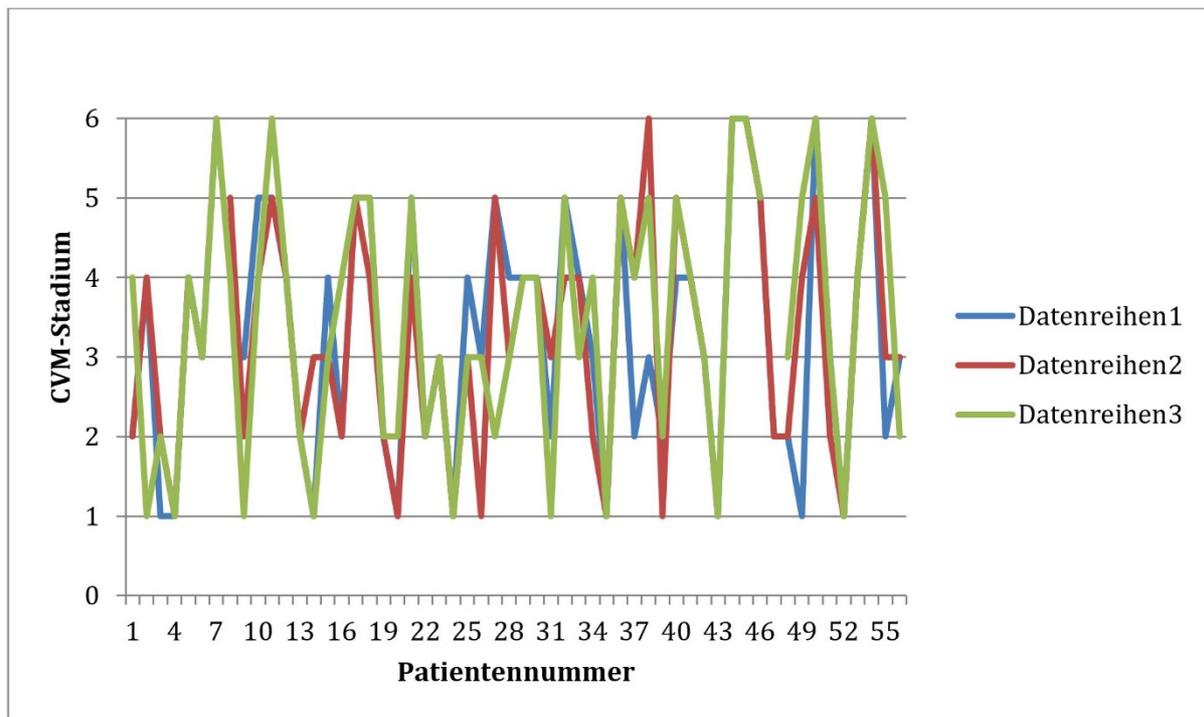


Diagramm 4.4: Messwertverteilung in der rechts lateralen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im intraindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten rechts lateralen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher A, zweite Versuchsreihe. Datenreihe 3: Untersucher A, dritte Versuchsreihe.

In der links lateralen Schicht des DVTs wiesen 24 der 56 Probanden eine absolute Übereinstimmung bei der Bestimmung des CVM-Stadiums auf. 24 Patienten hatten eine Übereinstimmung bei zwei Versuchsreihen. Bei zwei Patienten in einer Messreihe konnte das Stadium wegen reduzierter Qualität der Aufnahme nicht bestimmt werden. Bei einem Probanden konnte wegen der reduzierten Qualität der Aufnahme bei keiner der Versuchsreihen ein CVM-Stadium ermittelt werden (Diagramm 4.5).

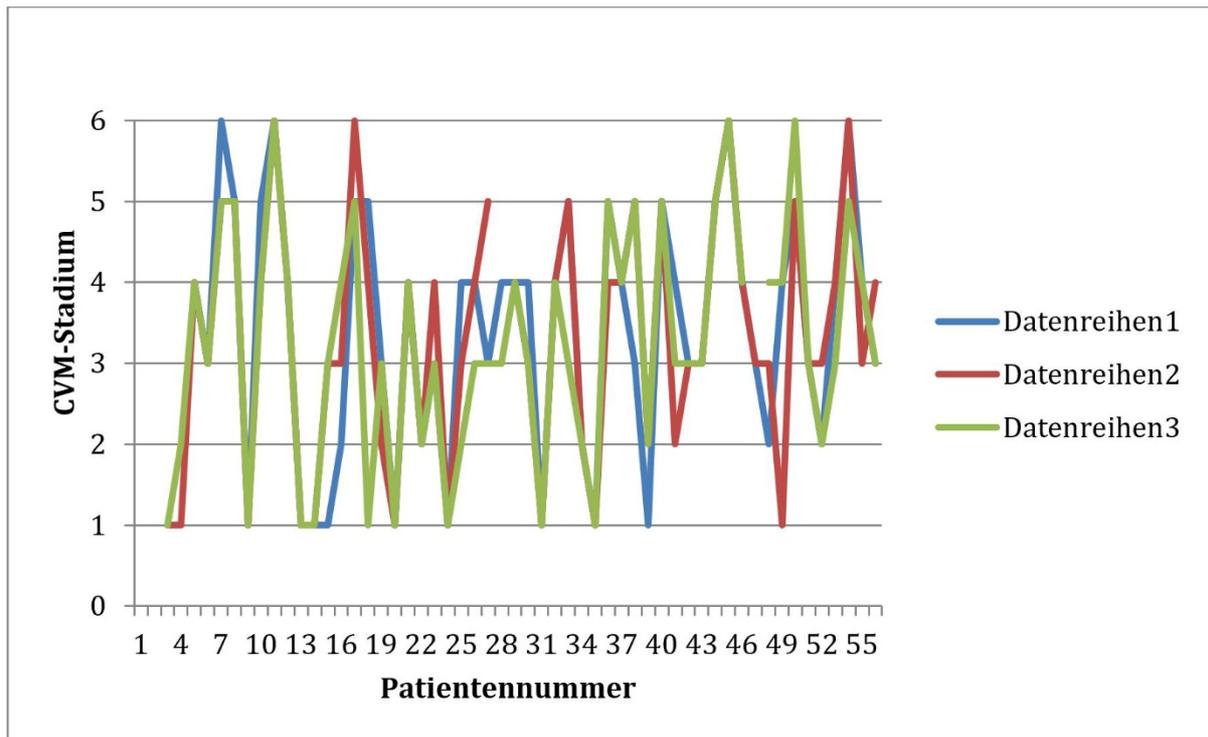


Diagramm 4.5: Messwertverteilung in der links lateralen Schicht im DVT im intraindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im intraindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten rechts lateralen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher A, zweite Versuchsreihe. Datenreihe 3: Untersucher A, dritte Versuchsreihe.

Das beste Ergebnis wurde mit einem ICC-Wert von 0,836 in der zentralen Schicht erreicht. Dies deutet auf eine exzellente Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich von 0,759 bis 0,894. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit eine exzellente Reproduzierbarkeit auf.

Das schwächste Ergebnis wurde mit einem ICC-Wert von 0,751 in der rechts lateralen Schicht erreicht. Dies deutet auf eine exzellente Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich von 0,640 bis 0,838. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Reproduzierbarkeit auf.

Der ICC-Wert in der links lateralen Schicht betrug 0,812. Dies deutet auf eine exzellente Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich 0,721 bis 0,880. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Reproduzierbarkeit auf (Tabelle 4.3).

Ergebnisse

Statistisch ergab sich eine hohe Übereinstimmung der ermittelten Werte, da der Intra-klassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ bestätigt werden.

Tabelle 4.3: ICC-Werte im intraindividuellen visuellen Vergleich in Abhängigkeit von der betrachteten Schicht im DVT.

DVT_z	ICC	0,836
	CI-	0,759
	CI+	0,894
DVT_r_lat	ICC	0,751
	CI-	0,640
	CI+	0,838
DVT_l_lat	ICC	0,812
	CI-	0,721
	CI+	0,880

DVT_z: zentrische Schicht. DVT_r_lat: rechts laterale Schicht. DVT_l_lat: links laterale Schicht. ICC: Intra-klassen-Korrelationskoeffizient. CI-: untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls. CI+: obere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls

4.4 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Im interindividuellen visuellen Vergleich in der zentrischen Schicht des DVTs wiesen 16 Probanden eine absolute Übereinstimmung in den drei Messreihen auf. Die Aufnahmen von 30 Patienten hatten eine Übereinstimmung bei zwei Versuchsreihen. Es sei angemerkt, dass in jeder Messung das Maturationsstadium bestimmt werden konnte. (Diagramm 4.6).

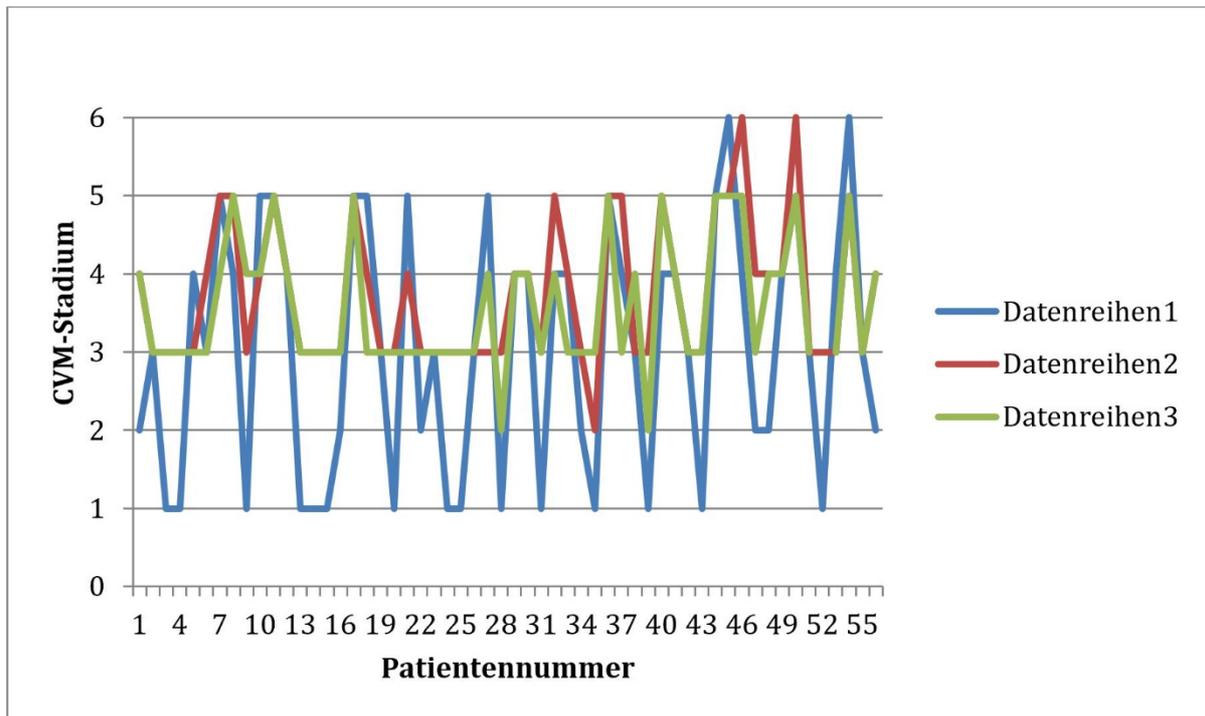


Diagramm 4.6: Messwertverteilung in der zentralen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im interindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten zentralen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher B. Datenreihe 3: Untersucher C.

Im interindividuellen Vergleich der rechts lateralen Schicht des DVTs hatten 14 Patienten in den drei Versuchsreihen eine absolute Übereinstimmung. 32 Probanden erzielten eine Übereinstimmung bei zwei von drei Messreihen. Bei einem Patienten in einer Messreihe das Stadium konnte wegen reduzierter Qualität der Aufnahme nicht bestimmt werden (Diagramm 4.7).

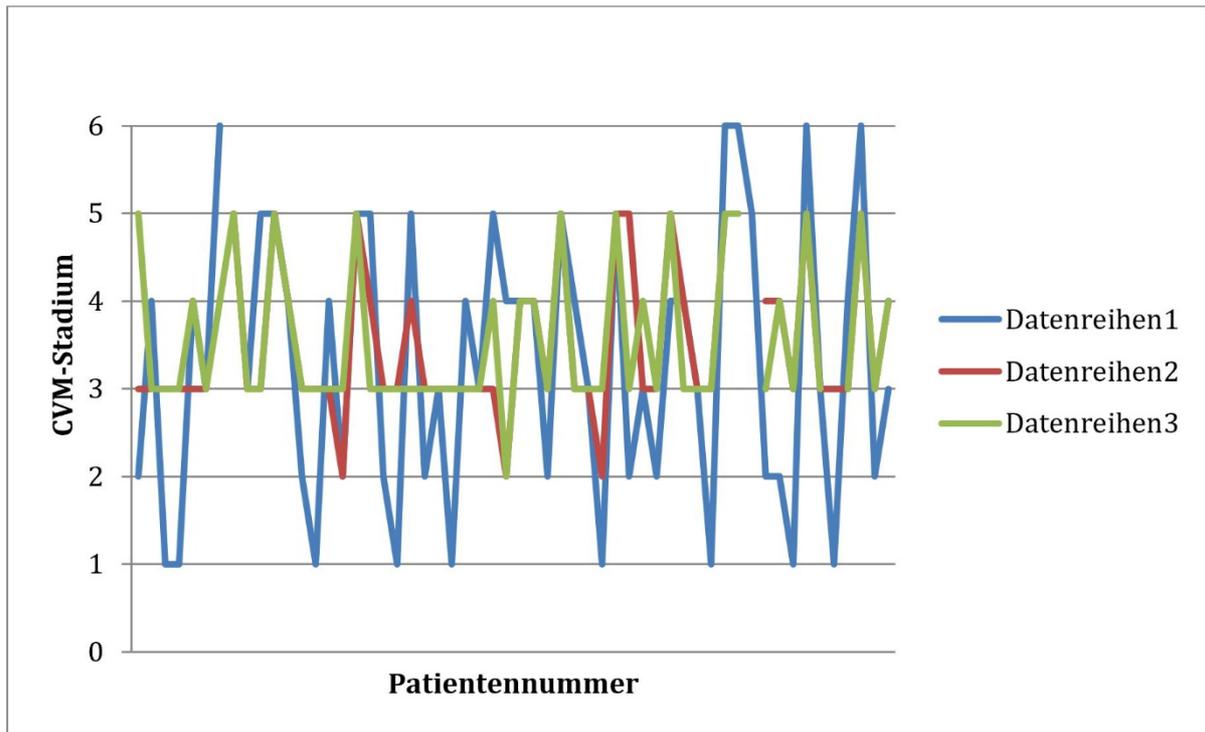


Diagramm 4.7: Messwertverteilung in der rechts lateralen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im interindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten rechts lateralen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher B. Datenreihe 3: Untersucher C.

12 von 56 Probanden erzielten im interindividuellen Vergleich der links lateralen Schicht des DVTs eine absolute Übereinstimmung. 33 Patienten erreichten eine Übereinstimmung in zwei Versuchsreihen. Bei vier Patienten in einer Messreihe konnte das Stadium wegen reduzierter Qualität der Aufnahme nicht bestimmt werden (Diagramm 4.8).

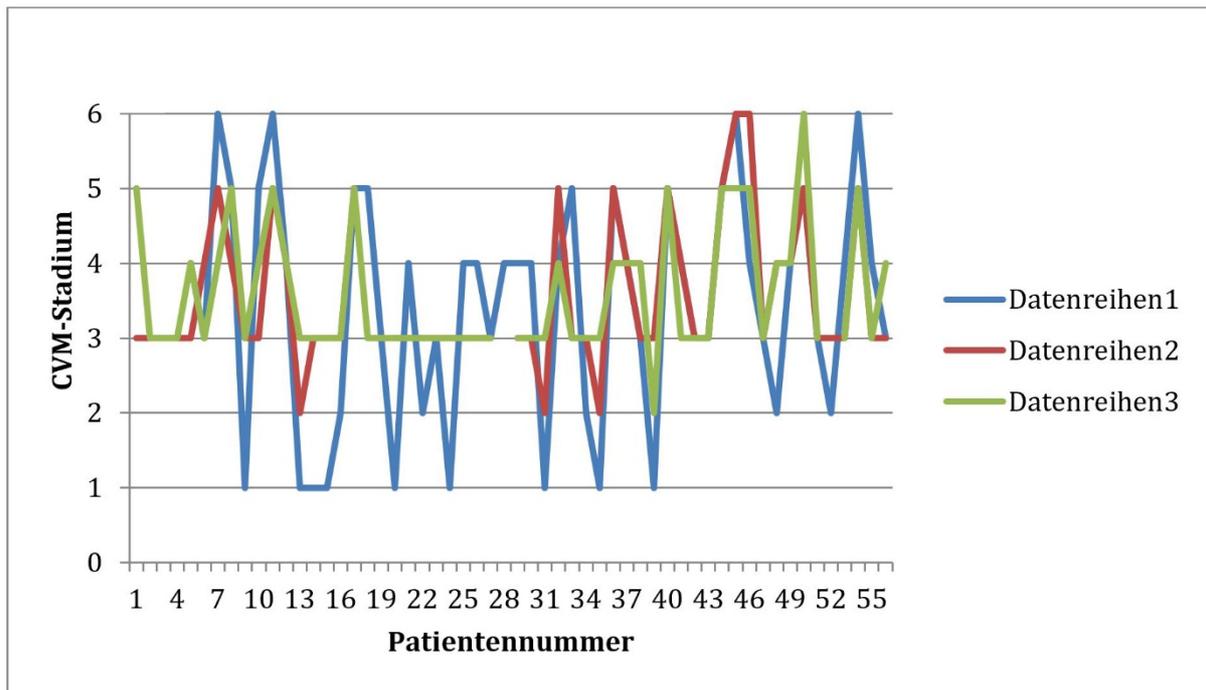


Diagramm 4.8: Messwertverteilung in der links lateralen Schicht im DVT im interindividuellen visuellen Vergleich

Das Schaubild zeigt die Übereinstimmung der drei Versuchsreihen im interindividuellen visuellen Vergleich in der davor festgelegten links lateralen Schicht im DVT.

Datenreihe 1: Untersucher A, erste Versuchsreihe. Datenreihe 2: Untersucher B. Datenreihe 3: Untersucher C.

Das beste Ergebnis wurde mit einem ICC-Wert von 0,549 in der links lateralen Schicht erreicht. Dies deutet auf eine mäßig bis gute Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich 0,454 bis 0,736. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit eine mäßig bis gute Reproduzierbarkeit auf.

Das schwächste Ergebnis wurde mit einem ICC-Wert von 0,549 in der rechts lateralen Schicht erreicht. Dies deutet auf eine mäßig bis gute Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich 0,393 bis 0,689. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit geringstenfalls eine schlechte Reproduzierbarkeit auf.

Der ICC-Wert in der zentrischen Schicht betrug 0,576. Dies deutet auf eine mäßig bis gute Übereinstimmung hin. Das 95%-Konfidenzintervall lag im Bereich 0,399 bis 0,718. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit geringstenfalls eine schlechte Reproduzierbarkeit auf (Tabelle 4.4).

Statistisch ergab sich eine hohe Übereinstimmung der ermittelten Werte, da der Intra-klassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist interindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ nur eingeschränkt bestätigt werden.

Tabelle 4.4: ICC-Werte im interindividuellen visuellen Vergleich in Abhängigkeit von der betrachteten Schicht im DVT

DVT_z	ICC	0,576
	CI-	0,399
	CI+	0,718
DVT_r_lat	ICC	0,549
	CI-	0,393
	CI+	0,689
DVT_l_lat	ICC	0,605
	CI-	0,454
	CI+	0,736

DVT_z: zentrische Schicht. DVT_r_lat: rechts laterale Schicht. DVT_l_lat: links laterale Schicht ICC: Intra-klassen-Korrelationskoeffizient. CI-: untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls. CI+: obere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls

4.5 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS

Das beste Ergebnis wurde mit einem ICC-Wert von 0,901 und 0,911 für die Prüfgröße BAR (Relation von kaudaler Breite zur anterioren Höhe) erreicht. Dies entspricht einer exzellenten Übereinstimmung. Das 95%-Konfidenzintervall lag für den Wirbel C3 im Bereich von 0,839 bis 0,942, für den Wirbel C4 im Bereich von 0,857 bis 0,948. Damit wiesen die wahren Werte für beide Wirbel mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit eine exzellente Übereinstimmung auf.

Ein ebenfalls sehr gutes Ergebnis erzielte die Prüfgröße Conc (Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel). Der ICC-Wert betrug hierbei 0,814 für den Wirbel C2, 0,806 für den Wirbel C3 und 0,804 für den Wirbel C4. Dies entspricht in den genannten Fällen einer

exzellenten Übereinstimmung. Das 95%-Konfidenzintervall lag für die Wirbel in einem ähnlichen Bereich. Der schwächste Wert der unteren Begrenzung lag bei 0,696. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Übereinstimmung auf.

Das schwächste Ergebnis erreichte die Prüfgröße PAR (Relation von posteriorer zur anterioren Höhe). Hierbei betrug der ICC-Wert für den dritten Halswirbel 0,668. Für den vierten Halswirbel betrug er 0,603. Dies entspricht in beiden Fällen einer mäßigen bis guten Übereinstimmung. Das 95%-Konfidenzintervall lag für den Wirbel C3 im Bereich 0,487 bis 0,799 und für den Wirbel C4 im Bereich 0,421 bis 0,749. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Übereinstimmung auf (Tabelle 4.5).

Tabelle 4.5: ICC-Werte der intraindividuellen metrischen Erfassung der Halswirbel C2, C3 und C4

ICC		FRS		
		SC		
		Conc	PAR	BAR
C2	ICC	0,814		
	CI-	0,719		
	CI+	0,885		
C3	ICC	0,806	0,668	0,901
	CI-	0,703	0,487	0,839
	CI+	0,881	0,799	0,942
C4	ICC	0,804	0,603	0,911
	CI-	0,696	0,421	0,857
	CI+	0,881	0,749	0,948

C2-C4: Halswirbel 2 bis 4. FRS: Fernröntgenseitenbild. SC: SuperCeph = virtuelles Fernröntgenseitenbild. Conc: Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel. PAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der posterioren und anterioren Höhe der Wirbel. BAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der Basisbreite der Wirbel und der anterioren Höhe der Wirbel. ICC: Intraklassen-Korrelationskoeffizient. CI-: untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls. CI+: obere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls

Statistisch ergab sich eine hohe Plausibilität der ermittelten Werte, da der Intraklassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „Die visuelle Differenzierung der sechs CVM-Stadien ist intraindividuell im virtuellen seitlichen Fernröntgenbild reproduzierbar möglich“ teilweise nur eingeschränkt bestätigt werden.

4.6 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT

Das schwächste Ergebnis erreichte in der zentralen Schicht die Prüfgröße PAR (Relation von posteriorer zur anteriorer Höhe). Der ICC-Wert betrug hierbei 0,713 für den Wirbel C3 und 0,590 für den Wirbel C4. Dies entspricht einer mäßigen bis guten Übereinstimmung. Der schwächste Wert für die untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls betrug hierbei 0,437. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Übereinstimmung auf.

Das beste Ergebnis erreichte die Prüfgröße BAR (Relation von kaudaler Breite zur anteriorer Höhe). Hierbei betrug der ICC-Wert 0,937 (Wirbel C3) und 0,899 (Wirbel C4). Dies entspricht einer exzellenten Übereinstimmung. Der schwächste Wert für die untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls betrug 0,845. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit eine exzellente Übereinstimmung auf.

Ein sehr gutes Ergebnis erreichte ebenfalls die Prüfgröße Conc (Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel). Der ICC-Wert betrug hierbei 0,777 für den Wirbel C2, 0,833 für den Wirbel C3 und 0,770 für den Wirbel C4. Dies entspricht einer exzellenten Übereinstimmung. Der schwächste Wert für die untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls betrug 0,658. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Übereinstimmung auf.

Der schwächste ICC-Wert wurde in der rechts lateralen Schicht für die Prüfgröße PAR des Wirbels C4 ermittelt. Dieser betrug 0,571. Dies lässt auf eine mäßige bis gute Übereinstimmung schließen. Vier der sieben ermittelten Prüfgrößen erreichten dabei einen ICC-Wert höher als 0,750, was einer exzellenten Übereinstimmung entspricht. Den schwächsten Wert für die untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls erzielte die

Prüfgröße PAR des Wirbels C4. Dieser betrug 0,411. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßige bis gute Übereinstimmung auf.

Ähnlich gute Ergebnisse erzielte die links laterale Schicht. Auch hierbei erreichten vier der ermittelten Prüfgrößen einen ICC-Wert, der höher als 0,750 war. Dies entspricht einer exzellenten Übereinstimmung. Der schwächste ICC-Wert wurde mit einem Ergebnis von 0,472 für die Prüfgröße PAR des Wirbels C4 erreicht. Dies entspricht einer mäßigen bis guten Übereinstimmung. Es sei angemerkt, dass diese Prüfgröße in allen untersuchten DVT-Schichten immer den schwächsten Wert erreichte. Der schwächste Wert für die untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls betrug 0,300. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit geringstenfalls eine schlechte Übereinstimmung (Tabelle 4.6) auf.

Im Vergleich zwischen den drei untersuchten Schichten erreichte die zentrische Schicht die besten Werte. Lediglich die Prüfgröße BAR hat in der rechts lateralen Schicht ein besseres Ergebnis erreicht.

Statistisch ergab sich eine hohe Plausibilität der ermittelten Werte, da der Intraklassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „Die metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ist intraindividuell im digitalen Volumentomogramm reproduzierbar möglich“ teilweise nur eingeschränkt bestätigt werden

Tabelle 4.6: Tabellarische Darstellung der ICC-Werte bei der intraindividuellen metrischen Erfassung der Halswirbel C2, C3 und C4 im DVT

ICC zwischen Messungen (A1; A2; A3) getrennt nach Wirbelkörpern		DVT								
		z			r_lat			l_lat		
		Conc	PAR	BAR	Conc	PAR	BAR	Conc	PAR	BAR
C2	ICC	0,777			0,633			0,765		
	CI-	0,675			0,472			0,650		
	CI+	0,857			0,762			0,852		
C3	ICC	0,833	0,713	0,937	0,802	0,652	0,883	0,720	0,564	0,909
	CI-	0,749	0,588	0,903	0,705	0,507	0,819	0,592	0,404	0,859
	CI+	0,894	0,813	0,961	0,876	0,772	0,928	0,821	0,706	0,945
C4	ICC	0,770	0,590	0,899	0,804	0,571	0,920	0,754	0,472	0,878
	CI-	0,658	0,437	0,845	0,707	0,411	0,874	0,638	0,300	0,812
	CI+	0,854	0,723	0,937	0,877	0,712	0,952	0,844	0,634	0,925

DVT: Digitales Volumentomograph. C2, C3, C4: Halswirbel C2 bis C4. z: zentrische Schicht. r-lat / l_lat; rechts laterale /links laterale Schicht. Conc: Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel. PAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der posterioren und anterioren Höhe der Wirbel. BAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der Basisbreite der Wirbel und der anterioren Höhe der Wirbel

Ergebnisse

4.7 Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT

Die intraindividuelle metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3, C4 führte beim Vergleich von virtuellen seitlichen Fernröntgenbildern und digitalen Volumentomogrammen zu signifikant unterschiedlichen Ergebnissen.

Die Ergebnisse des Vergleichs schwankten sehr stark. Vor allem der Vergleich der zentralen Schicht des DVTs mit dem virtuellen FRS lieferten Ergebnisse im Bereich von mangelhaft bis hervorragend. Das schwächste Ergebnis erreichte die Prüfgröße PAR für den Wirbel C4 mit einem ICC-Wert von 0,331. Dies lässt auf eine mangelhafte Übereinstimmung schließen. Mit einem ICC-Wert von 0,460 wies die Prüfgröße PAR für den Wirbel C4 eine mäßig bis gute Übereinstimmung auf. Für beide Wirbel betrug die untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls 0,000. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit geringstenfalls eine mangelhafte Übereinstimmung. Im Vergleich dazu lieferte der Vergleich der Prüfgrößen Conc und BAR nahezu perfekte Ergebnisse. Der ICC-Wert schwankte hierbei im Bereich von 0,867 bis 0,946. Dies deutet auf eine exzellente Übereinstimmung hin. Die untere Grenze des 95%-Konfidenzintervall betrug bei beiden Prüfgrößen mindestens 0,774. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine exzellente Übereinstimmung auf.

Ähnliche Ergebnisse lieferte der Vergleich der rechts lateralen Schicht des DVTs mit dem virtuellen FRS. Auch hierbei waren die Werte der Prüfgröße PAR die schwächsten. Für den Wirbel C4 betrug der ICC-Wert 0,322. Dies deutet auf eine mangelhafte Übereinstimmung hin. Die obere Grenze der 95%-Konfidenzintervalls betrug dabei 0,659. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit maximal eine mäßig bis gute Übereinstimmung auf. Der ICC-Wert für den Wirbel C3 betrug 0,622. Dies deutet auf eine mäßige bis gute Übereinstimmung hin. Die untere Grenze des 95%-Konfidenzintervalls betrug hierbei 0,415. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßig bis gute Übereinstimmung auf. Wie auch bei dem Vergleich der zentralen Schicht des DVTs mit dem virtuellen FRS wiesen die Prüfgrößen Conc und BAR eine exzellente Übereinstimmung auf. Dabei lagen die ICC-Werte im Bereich von 0,720 bis 0,916. Die geringsten Werte des 95%-Konfidenzintervalls erwiesen die Wirbel C2 und C3 für die Prüfgröße Conc. Diese betrug hierbei 0,642 und 0,530. Damit wies der wahre

Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit mindestens eine mäßig bis gute Übereinstimmung auf.

Gute Ergebnisse erwies der Vergleich der rechts lateralen Schicht des DVTs mit dem virtuellen FRS. Der schlechteste ICC-Wert war dabei auch hier für die Prüfgröße PAR vorhanden. Dieser betrug 0,584 für den Wirbel C3 und 0,678 für den Wirbel C4. Dies deutet auf eine mäßig bis gute Übereinstimmung hin. Die geringste untere Begrenzung des 95%-Konfidenzintervalls war hierbei für den Wirbel C3 vorhanden und betrug 0,365. Damit wies der wahre Wert mit 95%-iger Wahrscheinlichkeit geringstenfalls eine mangelhafte Übereinstimmung auf. Die ICC-Werte für die Prüfgrößen Conc und BAR lagen im Bereich 0,756 bis 0,919. Dies deutet auf eine exzellente Übereinstimmung hin. Ähnlich wie bei dem Vergleich der rechts lateralen Schicht des DVTs mit dem virtuellen FRS, erwiesen die Prüfgrößen Conc des Wirbels C2 und C3 die geringsten Werte des 95%-Konfidenzintervalls. Diese betrugen hierbei 0,603 und 0,586. Damit wies der wahre Wert bei den aufgeführten Wirbeln mindestens eine mäßig bis gute Übereinstimmung auf (Tabelle 4.7).

Statistisch ergab sich eine hohe Plausibilität der ermittelten Werte, da der Intraklassenkorrelationswert hoch signifikant ($p < 0,001$) von 0 verschieden war.

Somit konnte die Hypothese „die intraindividuelle metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3 und C4 führt beim Vergleich von virtuellen seitlichen Fernröntgenseitenbildern und digitalen Volumentomogrammen zu nicht signifikant unterschiedlichen Ergebnissen“ nur teilweise bestätigt werden.

Tabelle 4.7: Tabellarische Darstellung der ICC-Werte im Vergleich der metrischen Analysen im DVT und virtuellen FRS

ICC zwischen Sections (Mittelwerte der Einzelmessungen)		DVT_z; SC			DVT_r_lat; SC			DVT_l_lat; SC		
		Conc	PAR	BAR	Conc	PAR	BAR	Conc	PAR	BAR
C2	ICC	0,904			0,781			0,756		
	CI-	0,826			0,642			0,603		
	CI+	0,947			0,871			0,856		
C3	ICC	0,867	0,331	0,921	0,720	0,622	0,916	0,769	0,584	0,913
	CI-	0,774	0,000	0,839	0,530	0,415	0,856	0,586	0,365	0,849
	CI+	0,923	0,587	0,959	0,837	0,768	0,952	0,872	0,742	0,950
C4	ICC	0,873	0,460	0,946	0,842	0,322	0,914	0,877	0,678	0,929
	CI-	0,784	0,000	0,906	0,735	0,056	0,834	0,791	0,492	0,869
	CI+	0,926	0,723	0,969	0,908	0,549	0,954	0,929	0,806	0,961

DVT: Digitales Volumetomograph. SC: SuperCeph= virtuelles Fernröntgenseitenbild. C2, C3, C4: Halswirbel C2 bis C4. Z: zentrische Schicht. r-lat / l_lat: rechts laterale /links laterale Schicht. Conc: Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel. PAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der posterioren und anterioren Höhe der Wirbel. BAR: mathematisch ausgerechnetes Verhältnis zwischen der Basisbreite der Wirbel und der anterioren Höhe der Wirbel

Ergebnisse

4.8 Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT

Die Analyse der Konkavität der Halswirbelkörper C2, C3 und C4 erfolgte in der zentralen Schicht des DVTs. Diese hatte stets konstant gute Übereinstimmungswerte mit dem Fernröntgenseitenbild. Ausgewertet wurden dabei Aufnahmen von 51 Patienten. Fünf Aufnahmen wurden in der statistischen Auswertung als implausibel eingestuft, da sie Extremwerte waren.

Die Verteilung der Messwerte der Konkavität des Halswirbels C2 begrenzte sich auf den Bereich 0 bis 3,00 mm. Die meisten Werte waren im Bereich 0 bis 0,25 mm aufzufinden. Im Gegensatz dazu wurde im Bereich 2,00 bis 2,25 mm und 2,50 bis 2,75 mm nie die Tiefe der Konkavität gemessen (Abbildung 4.1).

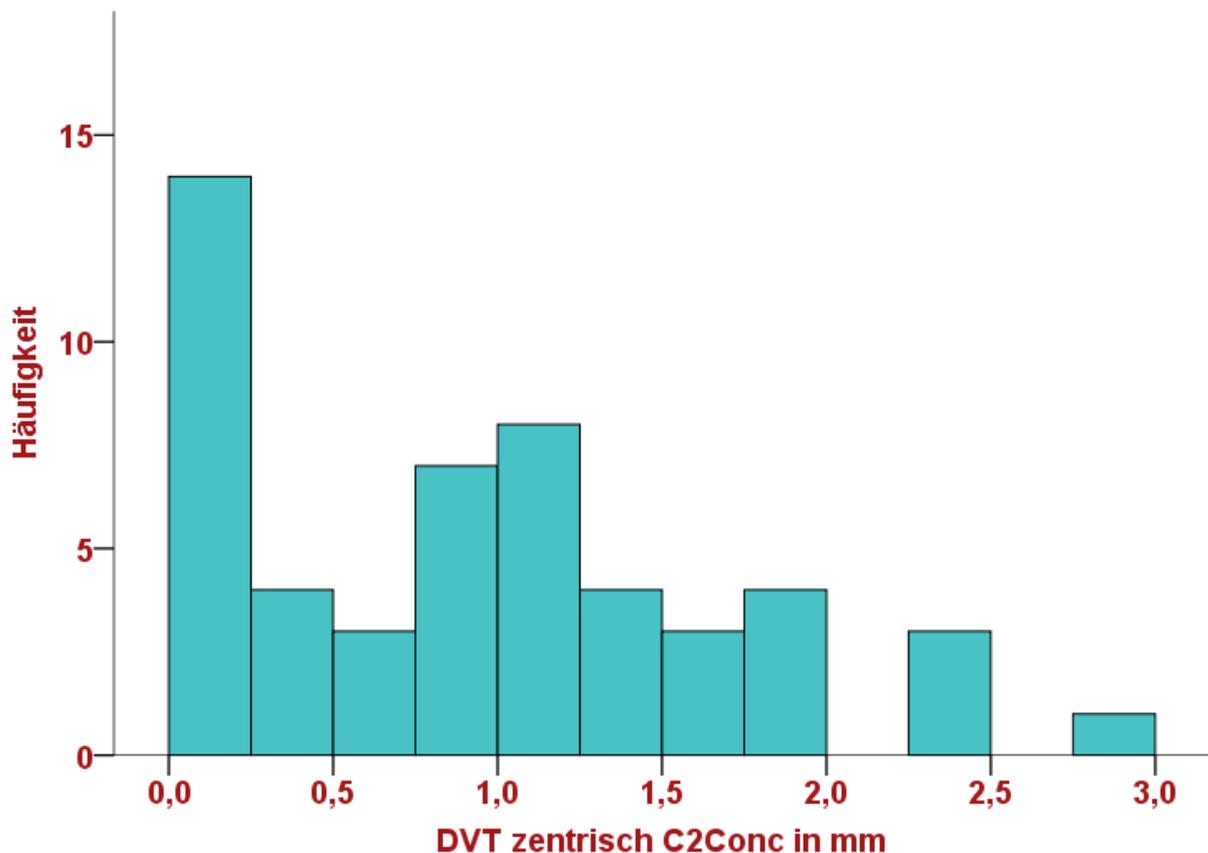


Abbildung 4.1: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für den Wirbelkörper C2 in mm (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C2Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C2. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Konkavität des Halswirbels C2 (C2Conc) zum davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine neue metrische Erfassung der deskriptiven Statistik für die Größe C2Conc im DVT. Dabei konnte für das Stadium 6 nur ein Proband eingestuft werden. Daher ist eine aussagekräftige deskriptive Statistik für dieses Stadium nicht möglich. Mit zunehmendem CVM-Stadium wurde der Mittelwert größer. Für die restlichen gemessenen Lagemaße ist kein eindeutiges Schema zu erkennen (Tabelle 4.8.).

Tabelle 4.8: Deskriptive Statistik der Konkavität des Wirbels C2 (C2Conc) in Abhängigkeit vom CVM-Stadium (1 bis 6)

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C2Conc	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	,09	,70	,81	1,31	1,95	1,69
	Median	0,00	,79	,86	1,25	1,90	1,69
	Minimum	0,00	0,00	,54	,32	1,18	1,69
	Maximum	,32	1,47	1,10	2,26	2,95	1,69
	Perzentil 25	0,00	,18	,59	,97	1,34	1,69
	Perzentil 75	,19	1,08	,92	1,77	2,35	1,69

DVT: digitale Volumentomographie. C2Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C2.

Die Streuung der Daten ist in Abbildung 4.2 mit Hilfe von Box Whisker Plots dargestellt. Es ist deutlich erkennbar, dass die größte Streuung der Daten beim CVM-Stadium 2, 4 und 5 auftritt, da dort die Spannweite des Boxplots am größten ist. Für das CVM-Stadium 6 konnte kein Boxplot gebildet werden, da nur ein Proband dieses Stadium aufwies. Die Streuung der Messwerte folgt hierbei keinem eindeutigen Schema.

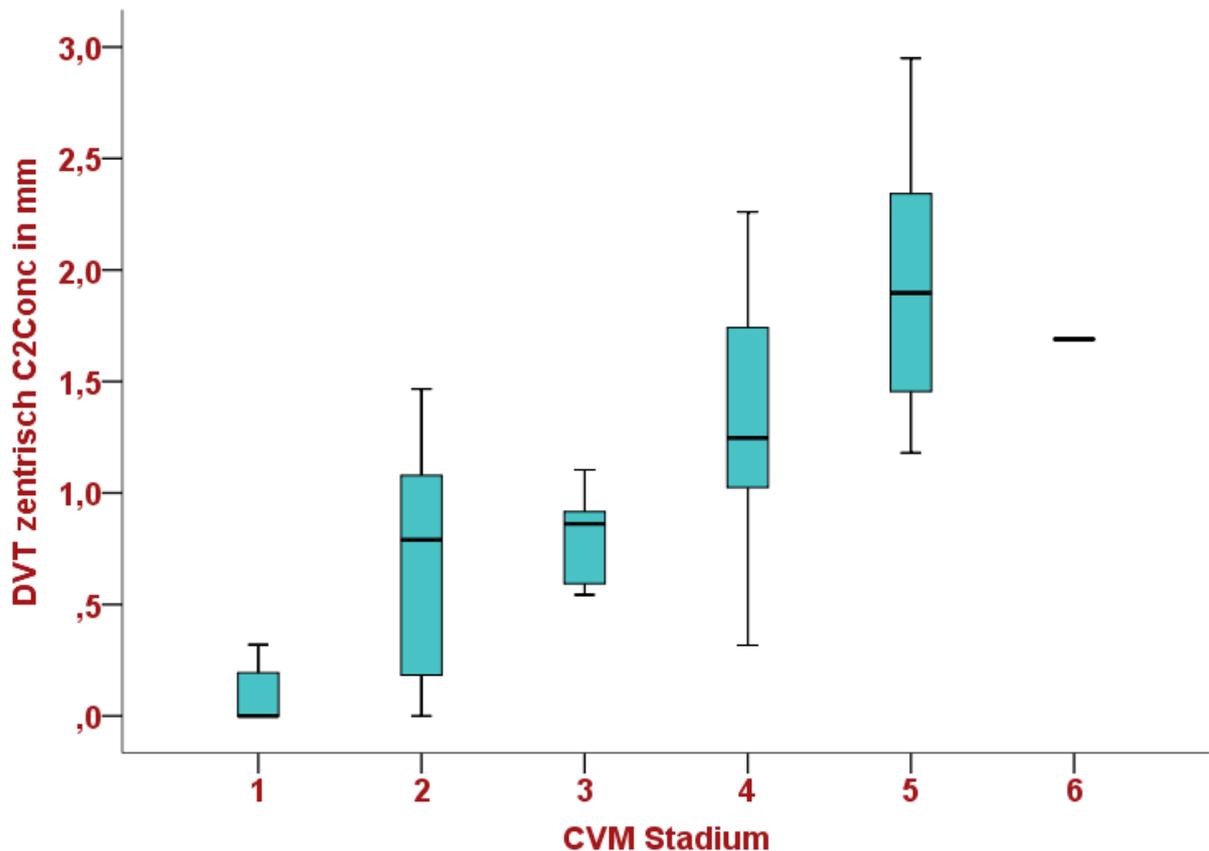


Abbildung 4.2: Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C2Conc (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C2Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C2. mm: Millimeter.

Durch die objektive Quantifizierung konnte die subjektive Einteilung der CVM-Stadien ersetzt werden. Nach dem im Punkt 3.2.8 beschriebenen Schema konnten die Grenzen der CVM-Stadien für die Prüfgröße C2Conc festgelegt werden. Wie schon erwähnt, konnten keine Klassengrenzen für das Stadium 6 festgelegt werden. Der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies (Tabelle 4.9).

Tabelle 4.9: CVM-Stadien Einteilung für C2Conc

	Klassen der CVM Stadien DVT zentrisch C2 Conc in mm					
Stadium	1	2	3	4	5	6
untere Grenze	0	,19	,84	,95	1,56	N/A
obere Grenze	,19	,84	,95	1,56	2,02	∞

DVT: digitale Volumentomographie. C2Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C2. mm: Millimeter.

Ergebnisse

Der H-Test nach Kruskal-Wallis mit einem p-Wert von $<0,001$ hat erwiesen, dass zwischen den CVM-Stadien für C2Conc signifikante Unterschiede bestehen.

Die Verteilung der Messwerte der Konkavität des dritten Halswirbels beschränkte sich auf den Bereich 0 bis 2,50 mm. Die meisten Werte waren im Bereich 0 bis 0,50 mm anzutreffen. Im Bereich 2,00 bis 2,25 mm wurde keine Konkavität gemessen. Die Verteilung der Messwerte folgt auch hierbei keinem eindeutigen Schema (Abbildung 4.3).

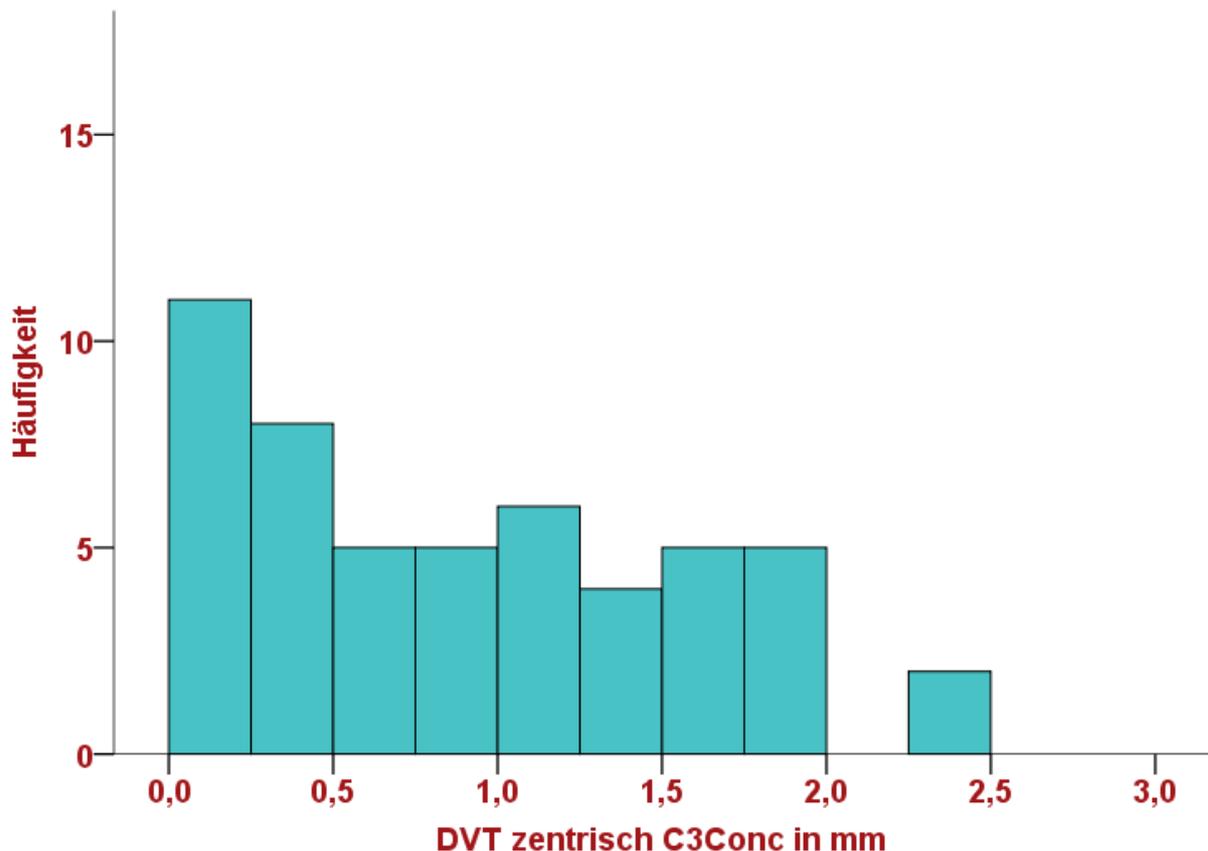


Abbildung 4.3: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3 in mm (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Konkavität des Halswirbels C3 (C3Conc) zum davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine neue metrische Erfassung der deskriptiven Statistik für die Größe C3Conc im DVT. Dabei konnte für das Stadium 6 nur ein Proband eingestuft werden. Daher ist eine deskriptive Statistik für dieses Stadium nicht möglich. Es ist ein deutliches Schema aus der Tabelle 4.10 zu

entnehmen. Mit zunehmendem CVM-Stadium wurden alle ermittelten Werte der deskriptiven Statistik auch zunehmend größer.

Tabelle 4.10: Deskriptive Statistik für den Wirbel C3 n Abhängigkeit vom CVM-Stadium (1 bis 6)

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C3Conc	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	,20	,52	,68	1,35	1,76	1,93
	Median	,19	,44	,68	1,34	1,81	1,93
	Minimum	0,00	,15	,32	,65	1,05	1,93
	Maximum	,53	,89	1,22	2,30	2,46	1,93
	Perzentil 25	0,00	,32	,38	1,13	1,49	1,93
	Perzentil 75	,36	,79	,81	1,53	1,88	1,93

DVT: digitale Volumentomographie. C3Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C3.

Die Streuung der Daten ist in Abbildung 4.4 visualisiert. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Streuung der Daten geringer ist als bei dem Wirbel C2. Die Verteilung folgt einem deutlichen Schema. Mit zunehmendem CVM-Stadium verschieben sich die Boxplots linear. In der Verteilung der Daten sind beim CVM-Stadium 4 und 5 Ausreißer zu erkennen, die jedoch bei der CVM-Stadien Einteilung nicht berücksichtigt worden sind. Auch hierbei wurde kein Boxplot für das CVM-Stadium 6 angefertigt, da nur ein Proband dieses aufwies.

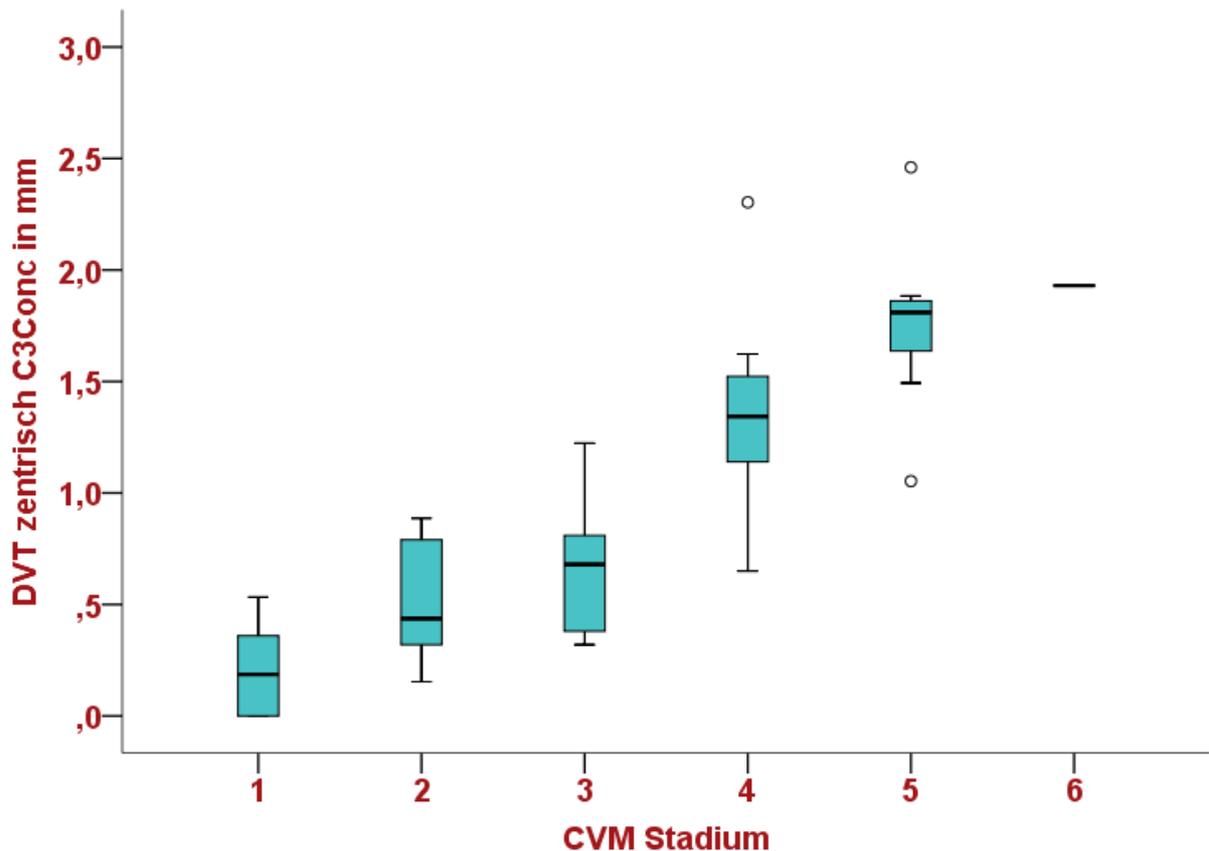


Abbildung 4.4: Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3Conc (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Durch die objektive Quantifizierung wurde die subjektive Einteilung der CVM-Stadien ersetzt. Nach dem im Punkt 3.2.8 beschriebenen Schema konnten die Grenzen der CVM-Stadien für die Prüfgröße C3Conc festgelegt werden. Wie schon erwähnt, konnten keine Klassengrenzen für das Stadium 6 bestimmt werden. Der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies (Tabelle 4.11).

Tabelle 4.11: CVM-Stadien Einteilung für C3Conc

	Klassen der CVM Stadien DVT zentrisch C3 Conc in mm					
Stadium	1	2	3	4	5	6
untere Grenze	0	,34	,59	,97	1,51	N/A
obere Grenze	,34	,59	,97	1,51	1,91	∞

DVT: digitale Volumentomographie. C3Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C3.

Ergebnisse

Für C3Conc wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis angewendet, um zu überprüfen ob es zwischen den einzelnen Stadien Unterschiede gibt. Dabei betrug $p < 0,001$, was einen signifikanten Unterschied zwischen den Stadien bestätigt.

Bei der Analyse der Konkavität des Wirbels C4 (C4Conc) von 51 Patienten begrenzte sich die Verteilung der Messwerte auf den Bereich 0 mm bis 2,50 mm. Die meisten Werte wurden im Bereich 0 bis 0,25 mm aufgefunden. Im Gegensatz dazu wurde in den Bereich 2,00 bis 2,25 mm und 2,50 bis 3,00 mm kein Wert für C4Conc gemessen. Die Verteilung der Messwerte ist im Detail in Abbildung 4.5 abgebildet.

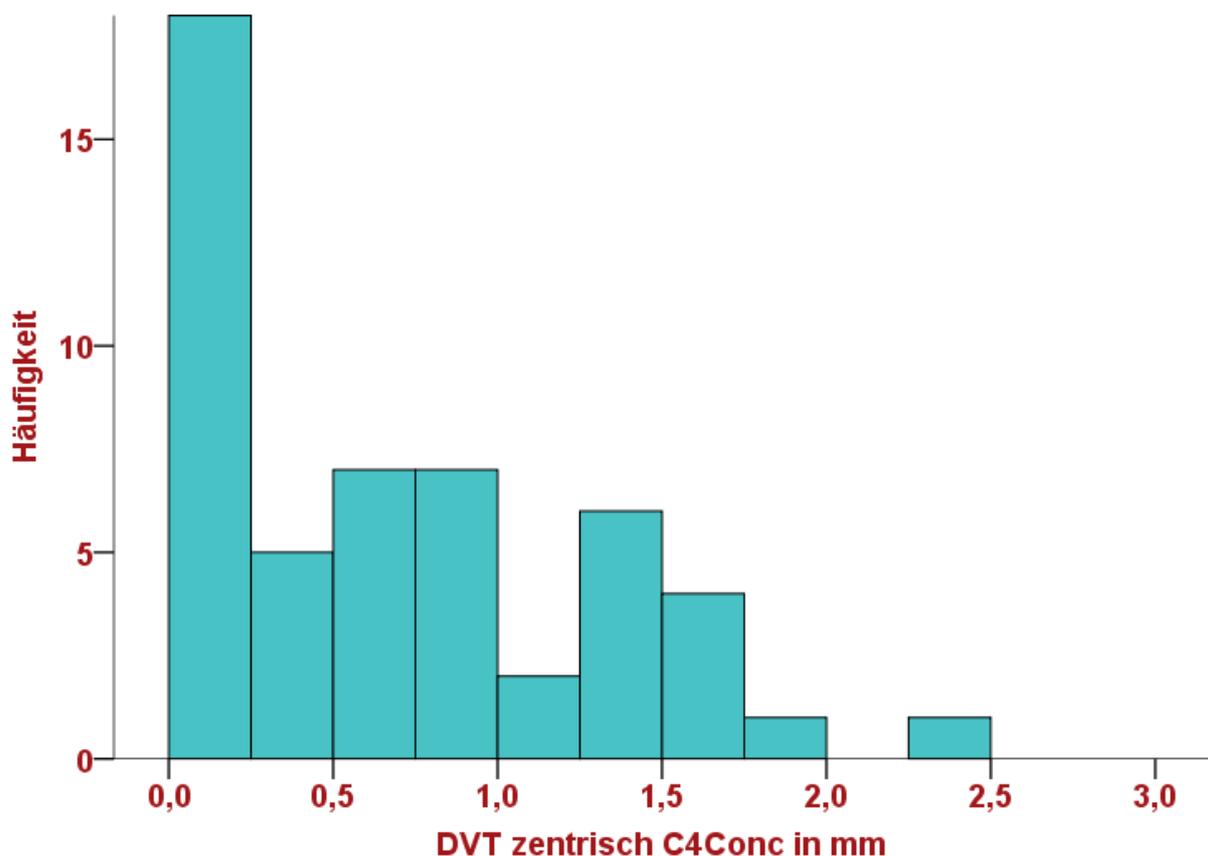


Abbildung 4.5: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4Conc (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C4Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C4. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Konkavität des Halswirbels C4 (C4Conc) zum davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine neue metrische Erfassung der deskriptiven Statistik für die Größe C4Conc im DVT. Für das Stadium 6

konnte nur ein Proband eingestuft werden. Daher ist eine aussagekräftige deskriptive Statistik für dieses Stadium nicht möglich. Es ist auch hierbei ein deutliches Schema aus der Tabelle 4.12 zu entnehmen. Mit zunehmendem CVM-Stadium wurden alle ermittelten Werte der deskriptiven Statistik auch zunehmend größer.

Tabelle 4.12: Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für in Abhängigkeit vom CVM-Stadium

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C4Conc	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	,16	,33	,37	,98	1,59	1,57
	Median	0,00	,22	,36	,91	1,54	1,57
	Minimum	0,00	0,00	,11	,19	1,08	1,57
	Maximum	,54	1,03	,63	1,78	2,37	1,57
	Perzentil 25	0,00	,10	,21	,80	1,43	1,57
	Perzentil 75	,32	,50	,58	1,29	1,70	1,57

DVT: Digitale Volumentomographie. C4Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C4

Die Streuung der Daten für C4Conc ist in der Abbildung 4.6 mithilfe von Box-Whisker-Plots dargestellt. Es ist erkennbar, dass es deutliche Überschneidungen für die CVM-Stadien 1 bis 4 gibt. Das CVM-Stadium 5 weist zwei Ausreißer auf, die jedoch bei der CVM-Stadien Einteilung vernachlässigt werden. Für das CVM-Stadium 6 kann auch dieses Mal kein Boxplot angefertigt werden.

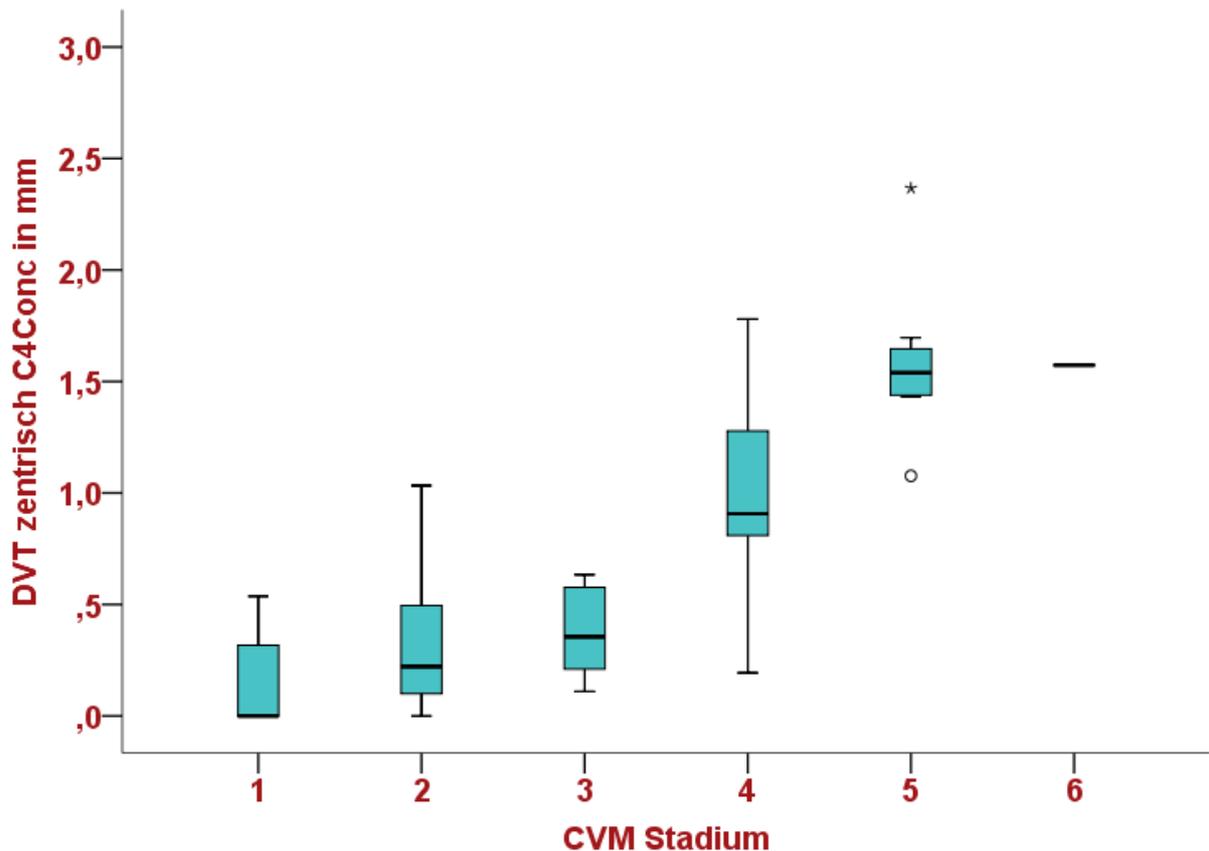


Abbildung 4.6: Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4Conc (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C4Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C4. mm: Millimeter.

Durch die objektive Quantifizierung konnte die subjektive Einteilung der CVM-Stadien ersetzt werden. Nach dem im Punkt 3.2.8 beschriebenen Schema konnten die Grenzen der CVM-Stadien für die Prüfgröße C4Conc bestimmt werden. Wie schon erwähnt, konnten keine Klassengrenzen für das Stadium 6 festgelegt werden. Der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies (Tabelle 4.13).

Tabelle 4.13: CVM-Stadien Einteilung für C4Conc

	Klassen der CVM Stadien DVT zentrisch C4 Conc in mm					
Stadium	1	2	3	4	5	6
untere Grenze	0	,21	,35	,69	1,36	N/A
obere Grenze	,21	,35	,69	1,36	1,64	∞

DVT: Digitale Volumentomographie. C4Conc: Abstandsmessung der Konkavität des Wirbels C4

Ergebnisse

Für C4Conc wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis angewendet, um zu überprüfen ob es zwischen den einzelnen Stadien Unterschiede gibt. P war dabei $<0,001$, was zeigt, dass zwischen den Stadien ein signifikanter Unterschied besteht.

Die Hypothese „die metrische Analyse der Konkavität der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ konnte hiermit bestätigt werden. Die metrische Analyse der Konkavität der Wirbelkörper C2, C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien.

4.9 Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Analyse der Relation von posteriorer und anteriorer Höhe (PAR) des Wirbels C3 und C4 erfolgte in der zentralen Schicht des DVTs. Diese hatte stets konstant gute Übereinstimmungswerte mit dem Fernröntgenseitenbild. Ausgewertet wurden dabei Aufnahmen von 51 Patienten. Fünf Aufnahmen wurden in der statistischen Auswertung als implausibel eingestuft, da sie Extremwerte waren.

Die Verteilung der Messwerte für das errechnete Verhältnis zwischen der posteriorer und anteriorer Höhe des Wirbels C3 (C3PAR) begrenzte sich auf den Bereich 0,75 bis 1,40 mm. Die meisten Werte wurden in dem Bereich 1,0 bis 1,2 mm gemessen. In dem Bereich 0,80 bis 0,90 mm und 1,30 bis 1,35 mm wurden keine Werte für C3PAR vorgetroffen. Die genaue Verteilung der Messwerte ist in Abbildung 4.7 dargestellt.

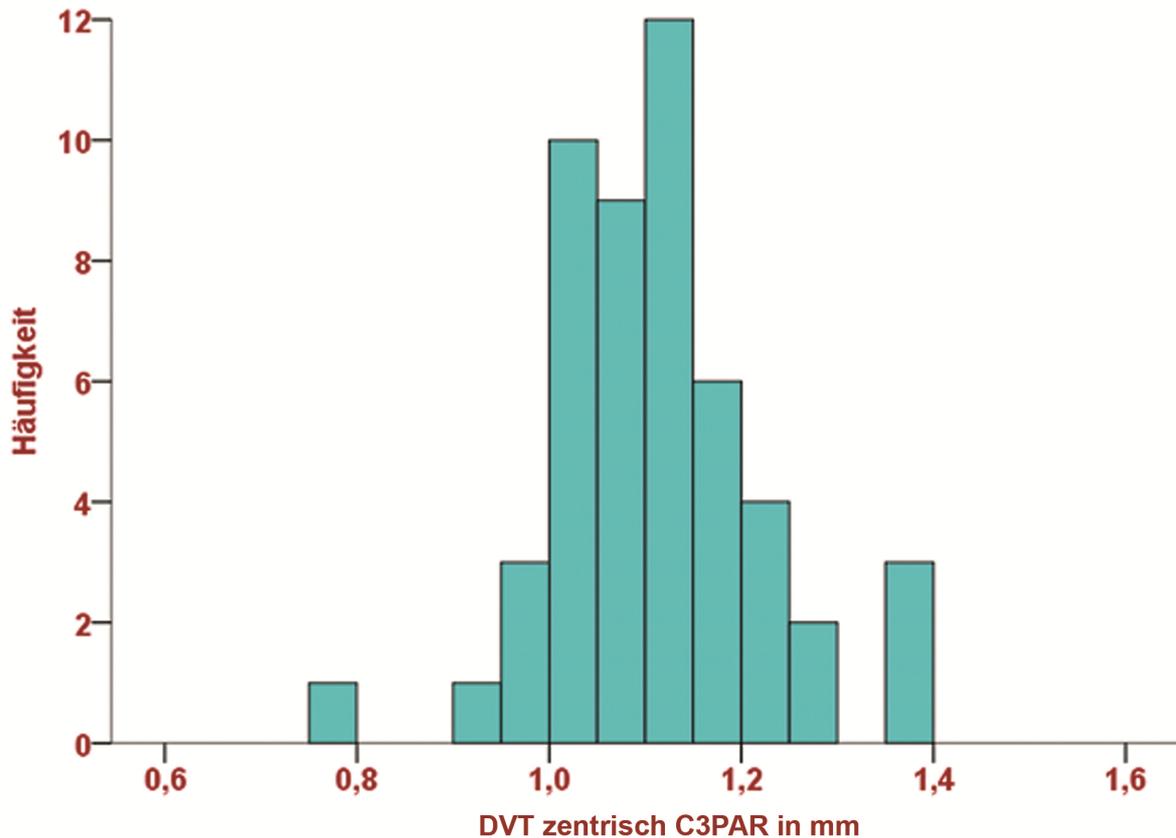


Abbildung 4.7: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3PAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des Wirbels C3 (C3PAR) zu dem davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine deskriptive Statistik für die Größe C3PAR im DVT. Zu beachten ist, dass nur ein Proband das Stadium 6 aufwies. Bei den Stadien 1 bis 5 lagen die ermittelten Parameter alle in einem ähnlichen Bereich. Nur das Stadium 2 wies minimal höhere Werte auf. Es ist kein Schema in deren Verlauf zu erkennen (Tabelle 4.14).

Tabelle 4.14: Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C3PAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C3 PAR	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	1,13	1,21	1,03	1,12	1,05	1,01
	Median	1,14	1,22	1,06	1,12	1,05	1,01
	Minimum	,95	1,05	,79	1,03	,98	1,01
	Maximum	1,35	1,39	1,18	1,28	1,12	1,01
	Perzentil 25	1,00	1,15	1,05	1,10	1,02	1,01
	Perzentil 75	1,19	1,26	1,06	1,15	1,06	1,01

DVT: digitale Volumentomographie. C3PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C3.

Die Streuung der Daten ist in Abbildung 4.8 mithilfe von Box-Whisker-Plots dargestellt. Die größte Streuung der Daten ist bei den CVM-Stadien 1 und 2 zu erkennen. Im Gegensatz dazu erweist das Stadium 3 die geringste Streuung. Die Ausreißer bei den Stadien 3, 4 und 5 sind zu vernachlässigen. Für das CVM-Stadium 6 konnte kein Boxplot gebildet werden, da nur ein Proband dieses Stadium aufwies. Es ist deutlich zu erkennen, dass es zu großen Überschneidungen der ermittelten Werte kommt. Dadurch ist die Bestimmung von Grenzwerten für die einzelnen Stadien nicht möglich.

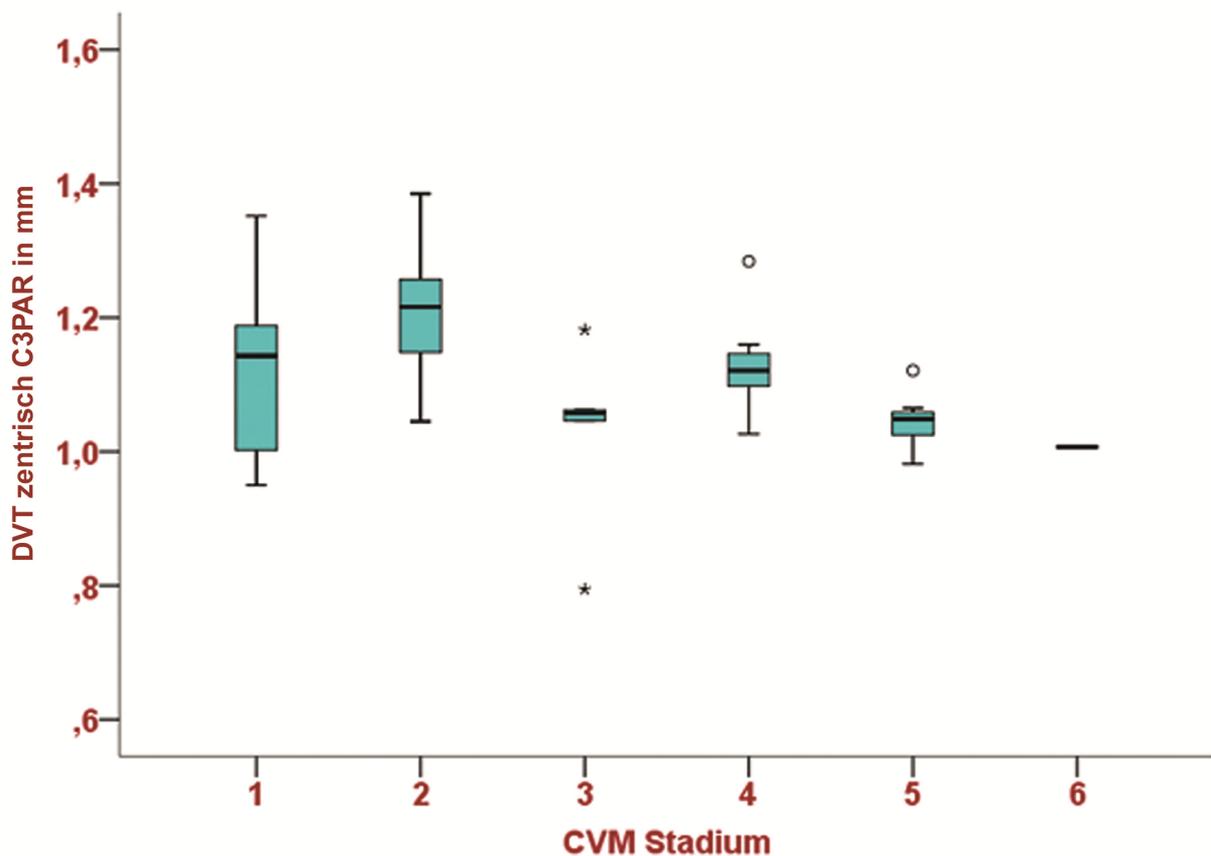


Abbildung 4.8: Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3PAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Es konnte keine neue CVM-Stadien Einteilung für C3PAR im DVT vorgenommen werden, da die Klassengrenzen, wie in Pkt. 3.2.8 beschrieben, wegen der deutlichen Überschneidungen der Werte nicht zu ermitteln waren.

Die Streuung der Daten für die Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des Wirbels C4 (C4PAR) beschränkte sich auf den Bereich 0,90 bis 1,40 mm. Die meisten Werte waren im Bereich 1,00 bis 1,20 mm vorzufinden. Die genaue Verteilung der Messwerte ist aus der Abbildung 4.9 zu entnehmen.

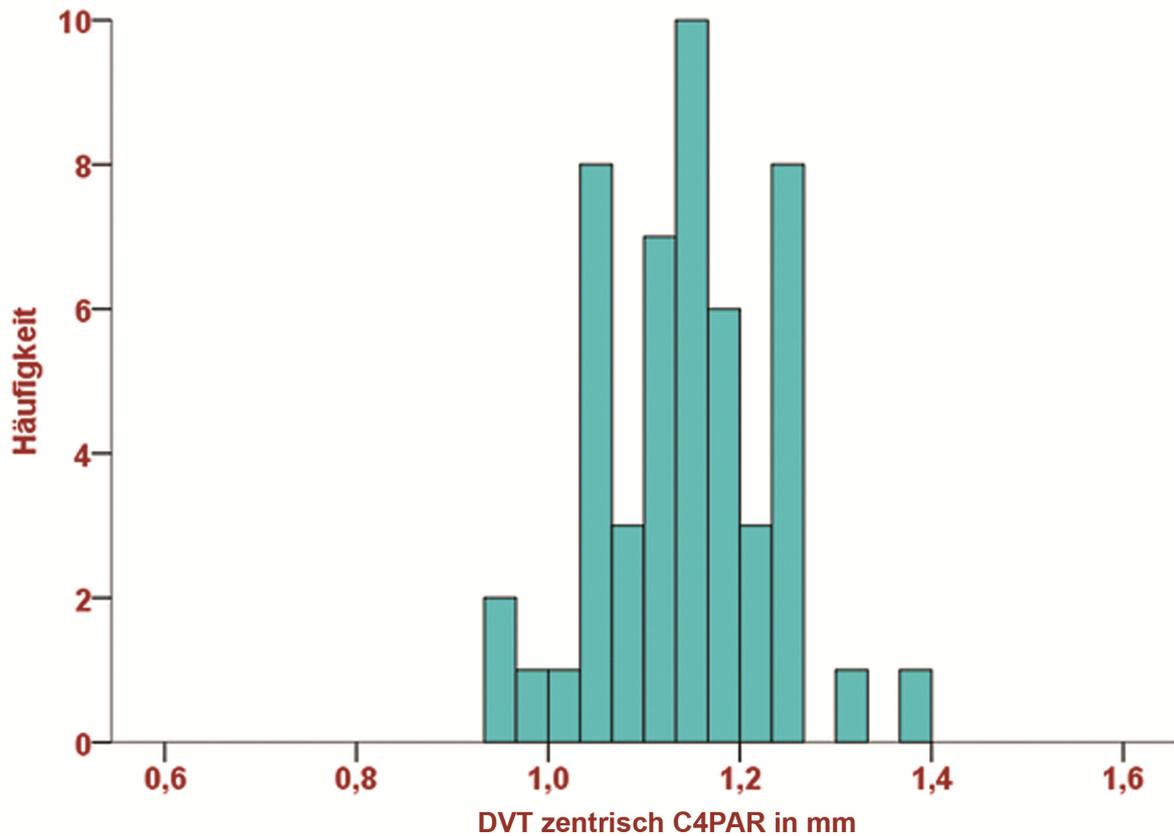


Abbildung 4.9: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4PAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C4PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C4. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des Wirbels C4 (C4PAR) zu dem davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine deskriptive Statistik für die Größe C4PAR im DVT. Zu beachten ist, dass auch hierbei nur ein Proband das Stadium 6 aufweisen konnte. Dadurch war eine aussagekräftige Ermittlung der Lagemaße für dieses Stadium nicht möglich. Bei den Stadien 1 bis 5 ist deutlich zu erkennen, dass alle Parameter in einem ähnlichen Bereich lagen (Tabelle 4.15).

Tabelle 4.15: Verteilung der wichtigsten Parameter für die deskriptive Statistik für C4PAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C4 PAR	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	1,13	1,22	1,14	1,15	1,06	1,07
	Median	1,12	1,23	1,14	1,16	1,06	1,07
	Minimum	1,03	1,16	1,05	,94	,99	1,07
	Maximum	1,39	1,32	1,26	1,25	1,13	1,07
	Perzentil 25	1,05	1,18	1,05	1,10	1,03	1,07
	Perzentil 75	1,16	1,25	1,18	1,23	1,11	1,07

DVT: digitale Volumentomographie. C4PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C4.

Die Streuung der Daten für C4PAR ist in der Abbildung 4.10 mithilfe von Box-Whisker-Plots dargestellt. Es ist erkennbar, dass es deutliche Überschneidungen für die CVM-Stadien 1 bis 5 gibt. Die Ausreißer im Stadium 1 und 4 sind zu vernachlässigen. Für das Stadium 6 konnte kein Boxplot angefertigt werden. Der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies. Dadurch scheint euch die Aufstellung der Grenzwerte für den Wirbel C4 unmöglich.

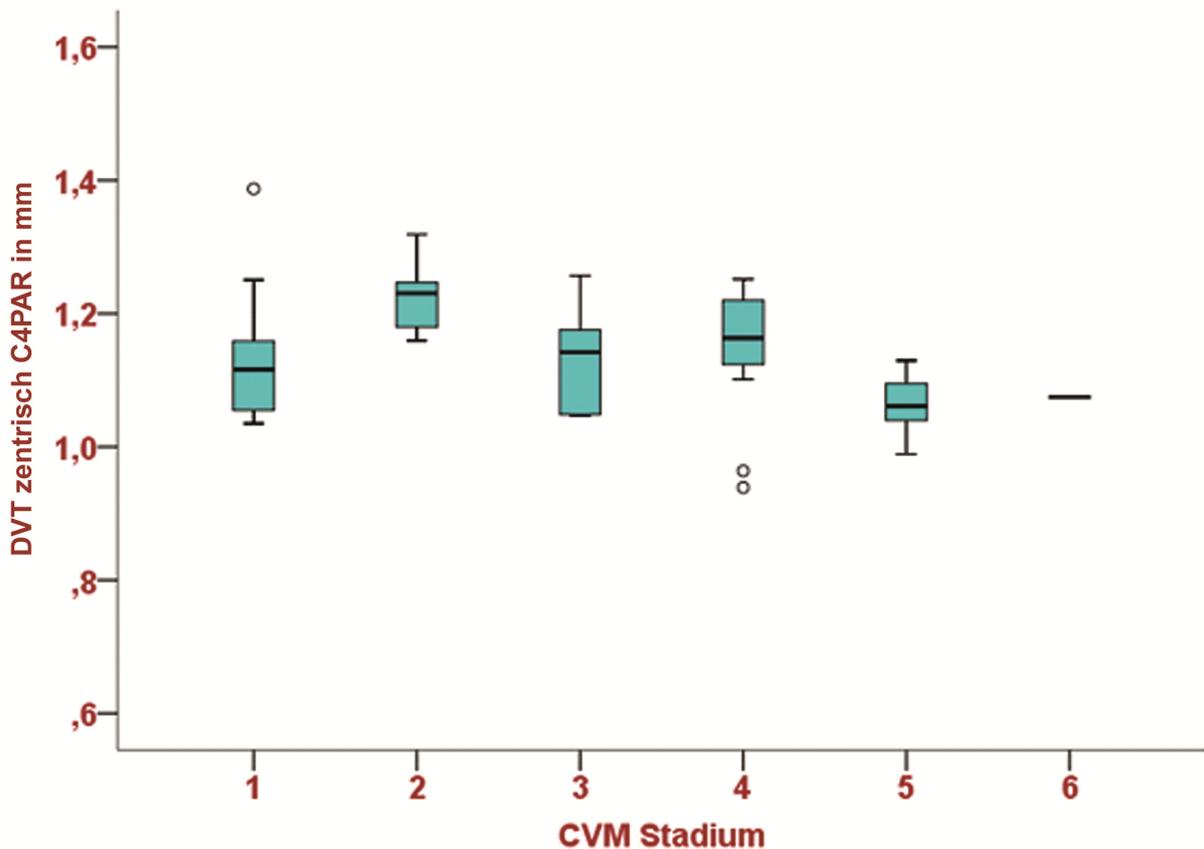


Abbildung 4.10: Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4PAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C4PAR: Relation der posterioren und anterioren Höhe des Wirbels C4. mm: Millimeter.

Es konnte für den Wirbel C4 ebenfalls keine neue CVM-Stadien Einteilung für die Prüfgröße PAR im DVT vorgenommen werden. Die Klassengrenzen, wie in Pkt. 3.2.8 beschrieben, waren wegen der deutlichen Überschneidungen der Werte nicht zu ermitteln.

Die Hypothese „das Verhältnis zwischen posteriorer und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ konnte damit nicht bestätigt werden. Das Verhältnis zwischen posteriorer und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht keine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der CVM-Stadien.

4.10 Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Analyse der Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C3 und C4 erfolgte in der zentralen Schicht des DVTs. Diese hatte stets konstant gute Übereinstimmungswerte mit dem Fernröntgenseitenbild. Ausgewertet wurden dabei Aufnahmen von 51 Patienten. Fünf Aufnahmen wurden in der statistischen Auswertung als implausibel eingestuft, da sie Extremwerte waren.

Die Verteilung der Messwerte für das mathematisch ausgerechnete Verhältnis zwischen der kaudalen Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C3 (C3BAR) beschränkte sich auf den Bereich von 0,90 bis 2,21 mm. Die Verteilung der Werte folgte keinem eindeutigen Schema. Die genaue Verteilung der Messwerte ist in Abbildung 4.11 abgebildet.

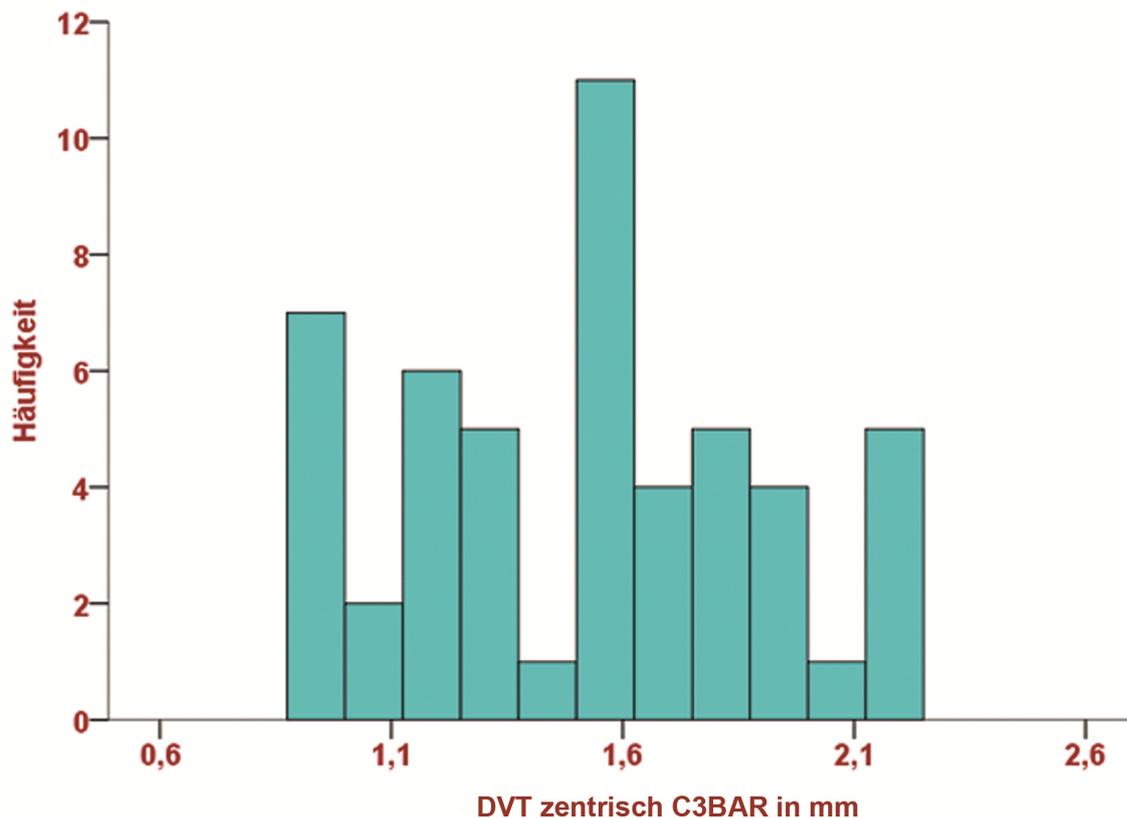


Abbildung 4.11: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3BAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3BAR: Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C3 (C3BAR) zum davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine neue metrische Erfassung der CVM-Stadien für die Größe C3BAR im DVT. Nur ein Proband konnte dabei das Stadium 6 aufweisen. Dadurch ist für dieses Stadium eine aussagekräftige deskriptive Statistik nicht möglich. Es ist deutlich zu erkennen, dass alle ermittelten Werte für die einzelnen Parameter mit zunehmendem CVM-Stadium kleiner geworden sind. Eine Ausnahme macht hierbei das Maximum des vierten CVM-Stadiums (Tabelle 4.16).

Tabelle 4.16: Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C3BAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C3 BAR	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	1,83	1,75	1,57	1,39	,98	,90
	Median	1,86	1,74	1,56	1,26	,99	,90
	Minimum	1,25	1,55	1,34	1,07	,95	,90
	Maximum	2,21	2,01	1,78	1,94	1,04	,90
	Perzentil 25	1,56	1,60	1,46	1,22	,95	,90
	Perzentil 75	2,14	1,88	1,68	1,57	1,00	,90

DVT: digitale Volumentomographie. C3BAR: Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C3

Die Streuung der Daten für die Messgröße C3BAR ist in Abbildung 4.12 dargestellt. Es ist deutlich erkennbar, dass für die Stadien 1 bis 4 deutliche Überschneidungen vorliegen. Es ist aber auch erkennbar, dass mit zunehmendem CVM-Stadium die Boxplots sich linear verschieben. Die kleinste Spannweite der Daten liegt bei dem Stadium 5 vor. Für das Stadium 6 war auch dieses Mal nur ein Proband vorhanden. Dadurch konnte kein Boxplot angefertigt werden.

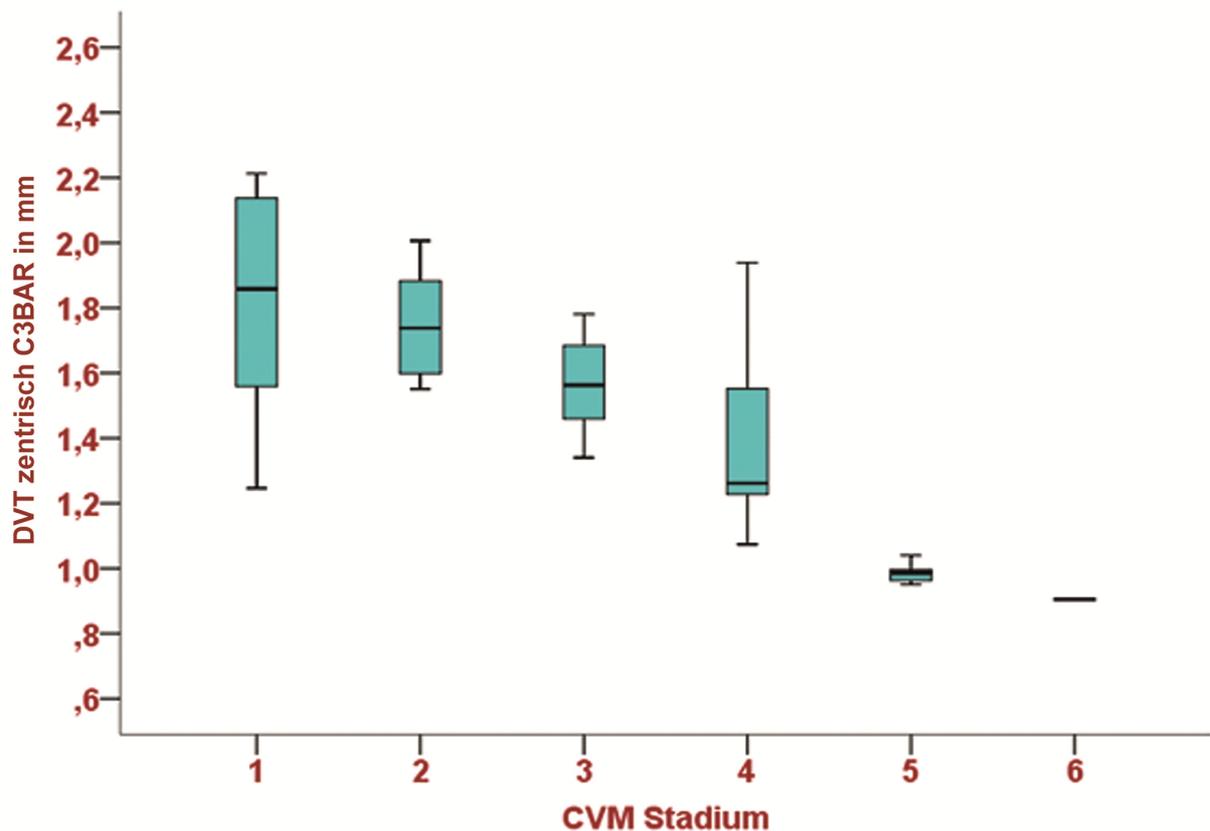


Abbildung 4.12: Box Whisker Plots zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C3BAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C3BAR: Relation von kaudaler Breite und anterioren Höhe des Wirbels C3. mm: Millimeter.

Durch die objektive Quantifizierung wurde die subjektive Einteilung der CVM-Stadien ersetzt. Nach dem im Punkt 3.2.8 beschriebenen Schema konnten die Grenzen der CVM-Stadien für die Prüfgröße C3BAR festgelegt werden. Wie schon erwähnt, konnten keine Klassengrenzen für das Stadium 6 ermittelt werden. der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies (Tabelle 4.17).

Tabelle 4.17: CVM-Stadien Einteilung für C3BAR

	Klassen der CVM Stadien DVT zentrisch C3 BAR					
Stadium	1	2	3	4	5	6
obere Grenze	∞	1,87	1,67	1,45	1,26	,95
untere Grenze	1,87	1,67	1,45	1,26	,95	0

Ergebnisse

DVT: digitale Volumetomographie. C3BAR: Relation von kaudaler Breite und anterioren Höhe des Wirbels C3

Für C3BAR wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis angewendet, um zu überprüfen ob es zwischen den einzelnen Stadien Unterschiede gibt. Dabei betrug $p < 0,001$, was einen signifikanten Unterschied zwischen den Stadien bestätigt.

Die Verteilung der Daten für das mathematisch ausgerechnete Verhältnis zwischen der kaudalen Breite und anterioren Höhe für den Halswirbel C4 (C4BAR) beschränkte sich auf einen ähnlichen Bereich wie bei C3BAR. Es handelt sich dabei um den Bereich 0,98 bis 2,15 mm. Es wurden dabei mehrere Peaks vorgetroffen. Die genaue Messwertverteilung ist in Abbildung 4.13 dargestellt.

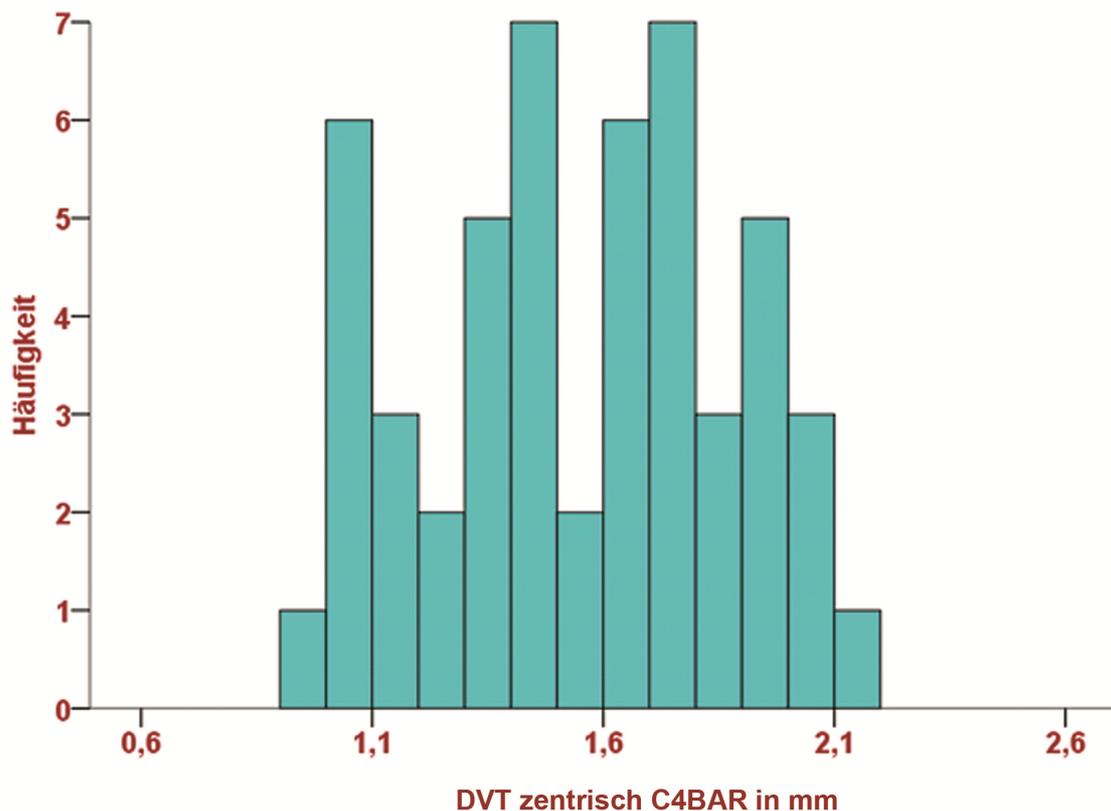


Abbildung 4.13: Histogramm zur Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4BAR (n=51)

DVT: digitale Volumetomographie. C4BAR: Relation von kaudaler Breite und anterioren Höhe des Wirbels C4. mm: Millimeter.

Die gezielte Zuordnung der Messwerte der Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C4 (C4BAR) zum davor ermittelten visuellen CVM-Stadium des Probanden erlaubte eine neue metrische Erfassung der deskriptiven Statistik für die Größe C4BAR im DVT. Nur ein Proband konnte dabei das Stadium 6 aufweisen. Dadurch ist für dieses Stadium eine aussagekräftige deskriptive Statistik nicht möglich. Es ist deutlich zu erkennen, dass alle ermittelten Werte für die einzelnen Parameter mit zunehmendem CVM-Stadium kleiner geworden sind. Eine Ausnahme macht hierbei das Minimum und Perzentil 25 des ersten CVM-Stadiums, sowie das Perzentil 75 des dritten CVM-Stadiums. Diese waren kleiner als das darauffolgende Stadium (Tabelle 4.18).

Tabelle 4.18: Verteilung der wichtigsten Parameter der deskriptiven Statistik für C4BAR in Abhängigkeit vom CVM-Stadium

		CVM Stadium					
		1	2	3	4	5	6
DVT zentrisch C4 BAR	Gültige Anzahl	14	8	6	15	7	1
	Mittelwert	1,78	1,77	1,59	1,46	1,09	1,02
	Median	1,81	1,71	1,55	1,40	1,08	1,02
	Minimum	1,21	1,64	1,40	,98	1,01	1,02
	Maximum	2,15	2,07	1,94	1,96	1,20	1,02
	Perzentil 25	1,65	1,67	1,50	1,35	1,04	1,02
	Perzentil 75	1,98	1,85	1,61	1,62	1,13	1,02

DVT: digitale Volumetomographie. C4BAR: Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C4

Die Streuung der Daten für C4BAR ist mithilfe von Box-Whisker Plots in Abbildung 4.14 dargestellt. Wie bei C3BAR, ist erkennbar, dass die Boxplots sich linear verschieben. Die größte Spannweite ist beim Stadium 1 und die kleinste beim Stadium 5 vorzutreffen. Die Ausreißer bei den Stadien 3 bis 5 waren bei der statistischen Auswertung zu vernachlässigen. Es sind deutliche Überschneidungen für die Stadien 1 bis 4 erkennbar. Das Stadium 6 wies, wie auch davor, nur 1 Proband auf (Abbildung 4.14).

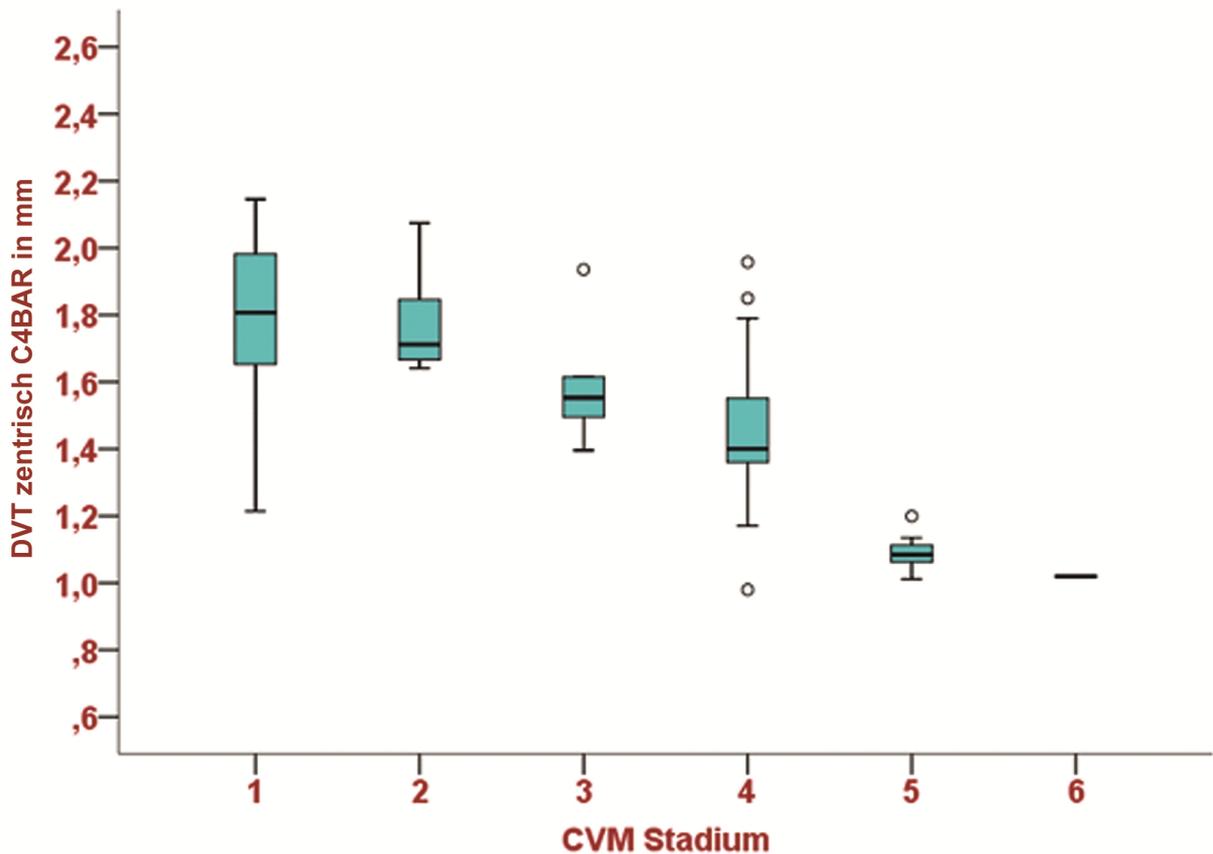


Abbildung 4.14: Box Whisker Plots zu Visualisierung der Verteilung der Messwerte für C4BAR (n=51)

DVT: digitale Volumentomographie. C4BAR: Relation von kaudaler Breite und anterioren Höhe des Wirbels C4. mm: Millimeter

Durch die objektive Quantifizierung konnte die subjektive Einteilung der CVM-Stadien ersetzt werden. Nach dem im Punkt 3.2.8 beschriebenen Schema konnten die Grenzen der CVM-Stadien für die Prüfgröße C4BAR festgelegt werden. Wie schon erwähnt, konnten keine Klassengrenzen für das Stadium 6 bestimmt werden. Der Grund dafür ist, dass nur ein Proband dieses Stadium aufwies (Tabelle 4.10.4).

Tabelle 4.19: CVM-Stadien Einteilung für C4BAR

	Klassen der CVM Stadien DVT zentrisch C4 BAR					
Stadium	1	2	3	4	5	6
obere Grenze	∞	1,82	1,67	1,48	1,33	1,08
untere Grenze	1,82	1,67	1,48	1,33	1,08	0

DVT: digitale Volumetomographie. C4BAR: Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des Wirbels C4

Um zu überprüfen ob es zwischen den einzelnen Stadien Unterschiede gibt wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis angewendet. Dabei betrug $p < 0,001$, was einen signifikanten Unterschied zwischen den Stadien bestätigt.

Die Hypothese „das Verhältnis zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglicht eine verlässliche Bestimmung neuer Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien“ konnte bestätigt werden. Das Verhältnis zwischen kaudaler Breite und anteriorer Höhe der Wirbelkörper C3 und C4 ermöglichte eine verlässliche Bestimmung der Grenzwerte zur metrischen Differenzierung der einzelnen CVM-Stadien.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methoden

In der vorliegenden Arbeit wurden nach festgelegten, spezifischen Kriterien selektionierte 56 retrospektive (s. Pkt. 3.1.1) DVT-Aufnahmen aus dem Langzeitarchiv des nationalen 3D-Röntgennetzwerkes MESANTIS® (Standorte: Berlin, Hamburg, Heilbronn, Leonberg, Mayen, München, Aschaffenburg und Wiesbaden) ausgewertet. Diese wurden für kieferorthopädische Zwecke angefertigt, somit musste kein Proband einer zusätzlichen Strahlenbelastung ausgesetzt werden. Die Auswertung erfolgte in einem abgedunkelten Raum mit der 3D-Imaging-Software *InVivo 5.1* (Anatomage, San Jose, Californien) im Institut MESANTIS® Berlin. Durch die programmspezifischen Softwaretools konnten alle Fragestellungen überprüft werden. Sehr wichtig für diese Arbeit dabei war die Möglichkeit der dreidimensionalen Ausrichtung der Aufnahmen und eine stufenlose Helligkeits- und Kontrasteinstellung.

Die digitale Volumentomographie ist schon seit vielen Jahren ein wichtiges Hilfsmittel in der zahnärztlichen Chirurgie und Kieferorthopädie. Durch die dreidimensionale Ausrichtung ist eine genaue Beurteilung der Strukturen und präzise Therapieplanung möglich. Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, ob die skelettale Altersbestimmung anhand von den Wirbelkörpern C2 bis C4 auch im DVT möglich ist. Dadurch würde dem Patienten eine zusätzliche Strahlenbelastung, welche die Anfertigung einer Handröntgenaufnahme mit sich zieht, erspart bleiben.

Bei der Anfertigung von DVT-Aufnahmen war auf die korrekte Lagerung des Patienten und Geräteeinstellung zu achten. Für die vorliegende Arbeit war eine verzerrungsfreie Darstellung der Halswirbel C2 bis C4 wichtig. Die korrekte Durchführung ist retrospektiv nur erschwert nachvollziehbar, was eine zusätzliche Fehlerquote bewirken konnte. Schon eine Änderung der Kopfposition um 15 Grad hinauf bzw. hinunter im Bezug auf die *natural head position* (NHP), scheint eine negative Auswirkung auf die Reproduzierbarkeit zu haben [119]. Die NHP wird folgendermaßen gekennzeichnet:

- Aufrechte Haltung des Patienten
- Füße ca. 10 cm auseinander
- 1 kg Gewicht in jeder Hand

- Der Blick geradeaus in einen Spiegel (70 cm x 40 cm gerichtet) in 1,40 m Höhe positioniert
- Der Kephalostat ist im äußeren Gehörgang positioniert um Rotationen des Kopfes zu vermeiden

In der vorliegenden Studie wurden die Halswirbel C2, C3, C4 sowohl im virtuellen Fernröntgenseitenbild, als auch im digitalen Volumentomographen betrachtet. Diese wurden grundsätzlich von demselben Untersucher beurteilt. Lediglich bei den Punkten 5.2.2. und 5.2.4. wurden die Daten mit den Messungen zwei zusätzlicher Untersucher verglichen. Diese waren zur Zeit der Auswertung kieferorthopädische Weiterbildungsassistenten. Bei der Analyse bestand grundsätzlich die Möglichkeit, dass sich sowohl ein visueller als auch metrischer Fehler durch ungenaues Betrachten der anatomischen Strukturen einschleichen konnte.

Viele Studien befassten sich schon mit den zervikalen vertebrealen Maturationsstadien im Fernröntgenseitenbild. Die Methode zur Beurteilung wurde stets weiterentwickelt und optimiert. In dieser Studie wurde die Methode von Baccetti et al. aus dem Jahr 2005 angewendet und geprüft, ob eine Übertragung der entsprechenden Referenzpunkte ins digitale Volumentomograph möglich ist. Dadurch sollte überprüft werden, ob eine CVM-Stadien Einteilung auch im DVT möglich ist.

In der vorliegenden Untersuchung wurde der ICC (2,1) verwendet, da die Auswahl der Rater als auch die Messungen selbst als zufällige Effekte betrachtet wurden (*2-way random-effects model*). Des Weiteren wurden die Messungen als Einzelmessungen behandelt und die absolute Übereinstimmung wurde mittels des ICC gemessen. Eine methodische Schwäche des ICC liegt darin, dass die Varianz der Messungen unabhängig von der Fehlervarianz einen Einfluss auf den ICC hat.

Zur Überprüfung der Hypothese, dass zwischen den CVM Stadien Unterschiede bestehen, wurde der H-Test nach Kruskal-Wallis als nonparametrisches Verfahren eingesetzt, da parametrische Verfahren aufgrund der Verteilung nicht indiziert waren.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

Für die visuelle Auswertung der CVM-Stadien wurden retrospektive DVT-Aufnahmen analysiert. Die visuelle Differenzierung erfolgte im Programm *InVivo 5.1*, mit welchem eine Aufnahme im Auswertungstool *SuperCeph*, ein virtuelles Fernröntgenseitenbild generiert wurde. Beurteilt wurden die Formen der Halswirbel C2 bis C4 (s. Kap. 3.2.1). Alle vorhandenen Aufnahmen konnten schnell und aussagekräftig in ein entsprechendes Stadium zugeordnet werden. Dadurch konnte die Fragestellung aussagekräftig, mit einem exzellenten ICC-Wert von 0,810, bestätigt werden.

Zahlreiche Studien befassten sich schon mit der Reproduzierbarkeit der intraindividuellen, visuellen Differenzierung der CVM-Stadien im FRS und haben ein positives Ergebnis erhalten. Die unterschiedlichen Methoden zur Beurteilung der Maturationsstadien wurden ausführlich in Kapitel 1.2 beschrieben.

Franchi et al. [120] analysierten die Halswirbelstadien nach der selbst modifizierten Methode von Lamparski und haben bei der intraindividuellen Analyse ein hervorragendes Ergebnis von 100% Übereinstimmung bei einer Untersuchung von 50 FRS-Bildern erhalten. Grund dafür könnte sein, dass die Beobachter sich seit Jahren schon mit den CVM-Methoden befassten.

Pancherz und Szyska [34] beschäftigen sich in ihrer Arbeit mit der vergleichenden Untersuchung allein des Wirbelkörpers C3 nach der Methode von Hassel und Farman. Es wurden 401 FRS-Bilder von 48 Probanden in vier Wiederholungsreihen ausgewertet und verglichen. Sie erhielten dabei eine hervorragende Übereinstimmung mit einem Mittelwert von 91,2 %. Derselben Einteilung bedienten sich Uysal et al. [25], die FRS-Bilder von 30 türkischen Probanden in zwei Versuchsreihen beurteilten und einen Übereinstimmungswert von 0,955 nach der Spearman Brown Methode erhielten. Seedat und Forsberg [121] bedienten sich dieser Methode bei 162 dunkelhäutigen Probanden. Durch ihre Beobachtungen konnten auch sie beweisen, dass lediglich der Halswirbel C3 zur Bestimmung des CVM-Stadiums ausreichend war. Montasser et al. [122] erhielten auch ein starkes Übereinstimmungsergebnis mit einem Kappa-Wert von 0,90 bei 20 zufällig ausgewählten Probanden. Den gleichen Übereinstimmungswert erhielten sie in ihrer Studie mit

25 zufällig ausgewählten Probanden [123]. Auch Cossellu et al. [124] erhielten ein hervorragendes Übereinstimmungsergebnis mit einem Kappa-Wert 0,94. Es sei angemerkt, dass nach Greve und Wentura [125] Werte $\geq 0,75$ als gut bis ausgezeichnet angesehen werden können. Als möglichen Grund wurde hierbei die Tatsache genannt, dass es sich bei den Beobachtern um erfahrene Kieferorthopäden handelte. Kucukkeles et al. [30] hingegen erhielten sehr unterschiedliche Ergebnisse. Der erste Beobachter erhielt eine Übereinstimmung bei 13 von 20 Aufnahmen, der zweite bei 18 von 20 Aufnahmen und der dritte bei 9 von 20 Aufnahmen. Als mögliche Ursache wurde hierbei eine zu geringe Kenntnis der CVM-Stadien Einteilung genannt.

Santos et al. [126] untersuchten FRS-Bilder von 100 brasilianischen Probanden im Alter von 6 bis 16 Jahren. Drei Untersucher wurden vor der Betrachtung dieser Bilder mit der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2002) bekannt gemacht. Sie erhielten dabei im intraindividuellen Vergleich eine gute Übereinstimmung im Bereich von 85 bis 91 %. Mit derselben Methode arbeiteten ebenfalls Soegiharto et al. [127], die beim intraindividuellen Vergleich sowohl für 100 kaukasische, als auch 200 indonesische Probanden gute Ergebnisse mit einem Kappa-Wert im Bereich zwischen 0,85 und 0,97 erzielten. Ebenso erhielten Ramírez-Velásquez et al. [128] bei der Begutachtung von 10 Aufnahmen ein sehr gutes Ergebnis mit einem Kappa-Wert von 0,85 und 0,92. Mit der gleichen Methode arbeiteten Rainey et al. [129]. In Ihrer Studie haben 20 Kieferorthopäden teilgenommen, die erstmalig in der korrekten CVM-Stadien Einteilung geschult worden sind. Diese mussten dann 72 Bilder beurteilen, wobei 11 Bilder zur Standardisierung eingestreut worden sind. Sie erhielten einen Wert von 89 % Übereinstimmung, was einer guten Übereinstimmung entspricht. Auch Flores-Mir et al. [20] erhielten bei der Benutzung der gleichen Methode ein hervorragendes Ergebnis mit einem *one-way-random* ICC-Wert von 0,889. Grave und Townsend [130] haben ebenso gute Ergebnisse bei 74 australischen Patienten erhalten. Der Übereinstimmungswert lag dabei, in Abhängigkeit vom Stadium, bei den männlichen Probanden zwischen 75 und 95% und bei den weiblichen Probanden zwischen 76 und 95 %.

Lai et al. [131] erzielte im intraindividuellen Vergleich der CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2005), bei dem 709 FRS-Bilder chinesischer Probanden ausgewertet worden sind, eine hervorragende Übereinstimmung von 90 %. Chen et al. [132] haben auch

Diskussion

die Reproduzierbarkeit derselben CVM-Stadien Einteilung bei 302 Probanden überprüft und einen sehr guten Kappa-Wert von 0,93 erhalten, was einer guten bis ausgezeichneten Übereinstimmung entspricht. Alkhal et al. [26] haben in ihrer Studie die Reproduzierbarkeit dieser Methode bei 25 chinesischen Patienten geprüft und auch ein hervorragendes Resultat erzielt. Die Einteilung stimmte bei 24 von 25 Patienten überein.

Zhao et al. [133] haben durch 11 geschulte Kieferorthopäden die FRS-Bilder von 18 Probanden, bei denen sechs Jahre lang, ein Mal im Jahr ein Bild angefertigt worden ist, nach derselben Methode ausgewertet. Insgesamt waren es 86. Die intraindividuelle Übereinstimmung jedes einzelnen Begutachtenden lag im Bereich 40,7 bis 79,1 %. Allgemein betrug dabei die Übereinstimmung 56,9 %. Dabei wurde nachgewiesen, dass die CVM-Methode statistisch akzeptabel ist. Auch Wong et al. [134] haben die Reproduzierbarkeit dieser Methode an 25 chinesischen Probanden untersucht. Dabei hatten 23 von 25 das gleiche Ergebnis bei der Einteilung erzielt.

Im Gegensatz dazu erzielten Predko-Engel et al. [135] eher ernüchternde Werte im intraindividuellen Vergleich der CVM-Stadien nach Baccetti et al. (2005). Bei der Studie nahmen drei mit der CVM-Methode erfahrene und sieben unerfahrene Kieferorthopäden teil. Bei 50 tschechischen Probanden erhielten sie lediglich eine Übereinstimmung mit einem Mittelwert von 55,2 % und einem Kappa-Wert von 0,44, was einer moderaten Übereinstimmung entspricht. Als Grund dafür wurde ein möglicher *Memory effect* genannt, welcher die nicht voreingenommene Beurteilung beeinflussen konnte. Als weiterer möglicher Grund, wurde die schmale Altersverteilung, im Vergleich zu anderen Autoren (Jungen 11,5 bis 15,5 und Mädchen 10 bis 14 Jahre) genannt. Außerdem wurde festgestellt, dass erfahrene Kieferorthopäden bessere Ergebnisse, als unerfahrene erzielten [135]. Engel et al. [136] befassten sich ebenso mit der Reliabilität der CVM-Methode. Es war eine rein retrospektive Studie mit 29 dänischen Probanden im Alter 4 bis 14 Jahre, die eine Klasse II Malokklusion aufwiesen. Die fünf zuvor geschulten Beobachter erzielten bei der intraindividuellen Reproduzierbarkeit einen Kappa-Wert im Bereich 0,18 (geringe Übereinstimmung) bis 0,54 (moderate Übereinstimmung). Als Grund dafür wurde die relativ kleine Gruppe der Probanden und die niedrige Altersbegrenzung von 14 Jahren genannt.

Diskussion

Auch Gabriel et al. [137] haben die Reproduzierbarkeit kritisch betrachtet. Trotz dessen, dass die 10 Untersucher erfahrene Kieferorthopäden waren und vor der CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2005) eine Schulung bekamen, hatten ihre Einteilungen eine Übereinstimmung zwischen 43,3% und 80% in der ersten Versuchsreihe und zwischen 46,7 % und 73,3 % in der zweiten Versuchsreihe nach drei Wochen.

Wie durch die bisher aufgelisteten Studien ersichtlich zeigt sich keine ethnische Abhängigkeit bei der Bestimmung der Maturationsstadien.

Alle zuvor genannten Studien bezogen sich auf die konventionellen Fernröntgenseitenbilder. In der Literatur sind bis dato nicht viele Stellungnahmen zur Reproduzierbarkeit der CVM-Methode in virtuellen, also aus einem DVT-Datensatz generierten, FRS zu finden. In der Studie von Gustavo Echevarría-Sánchez et al. [138] untersuchte ein trainierter und kalibrierter Beobachter 40 konventionelle und 40 virtuelle FRS. Der erhaltene Kappa-Wert lässt auf eine nahezu perfekte Übereinstimmung für die CVM-Stadieneinteilung sowohl im konventionellen (0,973), als auch virtuellen FRS (0,873) schließen. Es wurden auch hohe Korrelationswerte bei der ersten (0,975) und zweiten (0,976) intraindividuellen Übereinstimmung der CVM-Stadieneinteilung zwischen virtuellen und konventionellen FRS erhalten. Tekin und Cesur Aydin [139] untersuchten die Reproduzierbarkeit der skelettalen Reife bei Handröntgenaufnahmen, sowie konventionellen und virtuellen FRS. Für das FRS wurde hierbei die CVM-Methode nach Hassel und Farman verwendet. Der intraindividuelle Reliabilitätskoeffizient betrug hierbei 0,912 für die Handröntgenaufnahmen, 0,595 für die konventionellen FRS und 0,756 für die virtuellen FRS. Der Spearman-Korrelationskoeffizientenwert betrug zwischen den Maturationsstadien bei Handröntgenaufnahmen, konventionellen FRS und virtuellen FRS: 0,785, 0,875 bzw. 0,791. Die Studie belegt, dass bei der Beurteilung der skelettalen Reife sowohl virtuelle, als auch konventionelle FRS gültig verwendet werden können, sodass keine zusätzliche Handröntgenaufnahme erforderlich ist [139].

In der hier vorliegenden Arbeit wurde ein hervorragender ICC-Wert von 0,810 erreicht, was einer exzellenten Übereinstimmung entspricht. Grund dafür könnte sein, dass der Untersucher sich im Vorfeld intensiv mit der CVM-Methode befasst hatte. Auch die

Diskussion

Qualität der analysierten Aufnahmen konnte hierbei eine Rolle spielen. Zusätzlich hatte die Bildschirmauflösung eine positive Auswirkung auf das Ergebnis. Ebenso konnte durch die individuelle Kontrast-, Helligkeitseinstellung im Programm *InVivo 5.1* die Formerkennung der Wirbel dem Beobachter erleichtern.

5.2.2 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im virtuellen FRS

Für den interindividuellen Vergleich wurden dieselben 56 retrospektiven Aufnahmen verwendet. Diese wurden zusätzlich von zwei weiteren Beobachtern, die zuvor eine Einweisung in die CVM-Methode nach Baccetti et al. (2005) erhielten, ausgewertet. Der ICC-Wert betrug 0,670, welches ein zufrieden stellendes Ergebnis darstellt. Zahlreiche andere Studien erhielten sehr schwankende Ergebnisse, die nachfolgend beschrieben werden.

In der schon im Punkt 5.2.1 erwähnten Studie von Panchez und Szyska [34] wurde die interindividuelle Reliabilität zwischen zwei Untersuchern geprüft. Diese betrug 75,8%. Als Grund für das Ergebnis, das im Vergleich zur intraindividuellen Reproduzierbarkeit schlechter ausfiel, wurde eine Subjektivität jedes einzelnen genannt, da jeder Untersucher eine eigene Formenerkennungswahrnehmung besitzt [34]. Uysal et al. [25] haben im Gegensatz dazu, nach der Methode von Hassel und Farman, einen guten Übereinstimmungswert von 0,987 erhalten. Auch Franchi et al. [120] erzielten beim interindividuellen Vergleich ein sehr gutes Ergebnis von 98,6 % Übereinstimmung. Rainey et al. [129] erhielten bei der Beurteilung von insgesamt 83 Bildern einen Wert von 88 % Übereinstimmung mit einem Kappa-Wert von 0,68. Dies entspricht einer guten Übereinstimmung. Wie schon im Pkt. 5.2.1. erwähnt, handelt es sich bei den Untersuchern um geschulte Kieferorthopäden. Zur gleichen Schlussfolgerung kamen auch Cossellu et al. [124], die bei 15 Aufnahmen einen sehr guten Übereinstimmungswert von 0,85 Kappa erhielten. Kucukkeles et al. [30] erhielten bei drei Untersuchern ähnliche Ergebnisse bei den drei Vergleichspaaren. Zwei Paare erhielten eine Übereinstimmung bei 13 von 20 Aufnahmen, eins bei 12 von 20 Aufnahmen. Möglicherweise sind die moderaten Ergebnisse dadurch zu erklären, dass die Beobachter zu wenig mit der CVM-Methode vertraut waren.

Santos et al. [126] befassten sich in ihrer Studie auch mit dem interindividuellen Vergleich der Methode nach Baccetti et al. (2002). Sie erhielten dabei bei 100 Probanden eine gute

Übereinstimmung im Bereich 75-86 %. Ramírez-Velásquez et al. [128] erhielten bei 10 FRS-Aufnahmen einen Kappa-Wert von 0,81.

Lai et al. [131] erreichten auch im interindividuellen Vergleich der CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. aus dem Jahr 2005 sehr gute Ergebnisse, wobei die Übereinstimmung zwischen Beobachter A und B 93,3 % und zwischen A und C 90 % betrug. Bei diesem Vergleich wurden nur 30 FRS-Bilder unter Betracht gezogen. Auch Wong et al. [134] erhielten in ihrer Studie gute Ergebnisse. Es handelte es sich aber um eine kleine Gruppe von 25 Probanden, wobei die Übereinstimmung im Vergleich der Ergebnisse von zwei Beobachtern 23 von 25 betrug. Zu dem gleichen Ergebnis kamen Alkhal et al. [26]. Chen et al. [132] haben bei 302 chinesischen Probanden einen guten Übereinstimmungswert von 0,81 Kappa erhalten. Es wurden dabei die Werte von zwei Gutachtern verglichen.

Jaqueira et al. [140] haben die CVM-Methoden von Hassel und Farman, Baccetti et al. (2002), sowie Seedat und Forsberg geprüft. Dabei wurden die Ergebnisse eines erfahrenen Radiologen mit den Ergebnissen von drei Kieferorthopäden verglichen. Bei der Beurteilung von 23 Aufnahmen kamen sie zu dem Ergebnis, dass die beste Übereinstimmung die Methode von Baccetti et al. (2002) hat.

Nicht zufriedenstellende Ergebnisse erhielten Nestman et al. [141], die nicht direkt die CVM-Stadien Einteilung verglichen haben, sondern die Formen der Halswirbel C2 bis C4 mittels fünf Fragestellungen. Teilgenommen haben dabei zehn erfahrene Kieferorthopäden, die Bilder von 30 Probanden ausgewertet haben. Sie erhielten Ergebnisse im Bereich ausreichende bis beachtliche Übereinstimmung (Kappa-Wert im Bereich von 0,34 bis 0,65). Auch Predko-Engel et al. [135] erhielten im intraindividuellen Vergleich nur eine Übereinstimmung mit einem Mittelwert von 42%, was einer befriedigender Übereinstimmung entspricht. Auch hierfür haben sie den sog. *Memory effect* verantwortlich gemacht. Durch diesen werden die CVM-Stadien voreingenommen durch die Beobachter eingestuft.

Gabriel et al. [137] hatten auch im interindividuellen Vergleich der CVM-Stadien Einteilung nach Baccetti et al. (2005) schwache Ergebnisse erhalten. Es gab bei der ersten Versuchsreihe lediglich eine Übereinstimmung von 45 %, in der zweiten drei Wochen später 49 %. Zhao et al. [133] erhielten mit einem Wert von 39,3 % bei der ersten Analyse

Diskussion

der FRS-Aufnahmen, und 44,9 % 3 Wochen später, moderate Ergebnisse. Angemerkt sei, dass bei ihrer Studie zehn zuvor geschulte Kieferorthopäden teilgenommen haben. Engel et al. [136] erzielten im interindividuellen Vergleich einen Kappa-Wert von 0,3. Dies entspricht einer befriedigenden Übereinstimmung.

Khajah et al. [142] befassten sich mit der interindividuellen Reproduzierbarkeit der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2005) im digitalisierten analogen FRS, digitalen FRS, virtuellen FRS und DVT. Dabei wurden zusätzlich fünf Fragen zur Form der Wirbel C2 bis C4 gestellt. Die Kappa-Werte waren hierbei für die Beurteilung des Vorhandenseins der Krümmung der Wirbel C2 bis C4 bei dem virtuellen FRS (0,81 bis 1,00) und digitalen FRS (0,86 bis 0,89) nahezu perfekt. Die Kappa-Werte für die Beurteilung der Form der Wirbel C3 und C4 lagen im moderaten Bereich für das digitale FRS und im ausreichenden „fair“ Bereich für das digitalisierte analoge und virtuelle FRS. Die vorhandenen Aufnahmen wurden ebenso auf ihre Reproduzierbarkeit in Bezug auf die vorhandene Berufserfahrung der Beobachter (fünf erfahrene Kieferorthopäden und fünf Fakultätsmitarbeiter) untersucht. Es gab hierbei keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Ebenso wurden die Beobachter in zwei Gruppen unterteilt, wobei nur eine von ihnen eine ausführliche Schulung zur Beurteilung der Wirbelformen erhalten hat. Hierbei ergaben sich signifikante Unterschiede, wobei die zuvor eingearbeitete Gruppe eine bessere Übereinstimmung hatte. Die interindividuelle Übereinstimmung zur CVM-Stadieneinteilung war am höchsten im digitalen FRS (0,754 bis 0,903). Wobei geschulte Beobachter insgesamt ein höheres Maß an Übereinstimmung hatten als nicht geschulte Beobachter (mit einer Ausnahme bei den DVT-Aufnahmen). Rongo et al. [143] untersuchten ebenfalls die Reproduzierbarkeit der CVM-Methode nach Baccetti et al. (2005) in 50 Fernröntgenseitenbilder in Abhängigkeit von der Berufserfahrung der Beobachter. Dabei zeigten auch seine Ergebnisse, dass das Erfahrungslevel keinen Einfluss auf die Ergebnisse hat.

Die schwankenden Ergebnisse können durch die hohe Subjektivität bei der rein visuellen Beurteilung von FRS-Bildern erklärt werden. In der vorliegenden Arbeit betrug der ICC-Wert im interindividuellen Vergleich 0,670, was einer moderaten bis guten Übereinstimmung entspricht. Es sei angemerkt, dass die zwei zusätzlichen Untersucher an anderen Befundungsmonitoren gearbeitet und möglicherweise dies eine Auswirkung auf die Qualität der

Diskussion

Aufnahmen hatte. Als weiterer Grund kann die Tatsache genannt werden, dass die zusätzlichen Beobachter sich davor nie mit der CVM-Methode befasst haben. Trotz vorheriger Schulung konnte dies eine negative Auswirkung auf die Ergebnisse haben. Möglich wäre auch eine gewisse Ermüdung und Konzentrationsverlust der Untersucher bei der Analyse der Aufnahmen.

5.2.3 Intraindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigten, dass eine visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT möglich ist. In allen drei Schichten war der ICC-Wert exzellent im Bereich von 0,751 bis 0,836, was auf eine hohe Reproduzierbarkeit schließen lässt. Der höchste ICC-Wert war in der zentralen Schicht im DVT vorhanden. Grund dafür könnte eine weniger komplizierte Ermittlung der Bildmitte im Vergleich zur rechts und links lateralen Schicht sein.

Auch andere Autoren haben schon die Möglichkeit der Differenzierung der zervikalen Maturationsstadien im DVT überprüft. Bonfim et al. [144] befassten sich in ihrer Studie mit der Reproduzierbarkeit der CVM-Stadien im DVT nach der Methode von Hassel und Farman. Es wurden 72 DVT-Aufnahmen, mit einem FoV von 23x17 cm, von Probanden im Alter von 8 bis 16 Jahren beurteilt. Die beiden Beobachter waren erfahrene Kieferorthopäden, die als erstes mit der CVM-Methode vertraut gemacht worden sind. Diese ordneten im Vorfeld 45 FRS-Bilder in ein Stadium ein. Als nächstes wurden die Halswirbel im DVT sowohl in sagittaler Ebene (Ausrichtungslinie war die Verbindungslinie zwischen Spina nasalis anterior und Sutura palatina mediana) als auch dreidimensionaler Bilddarstellung untersucht und ins entsprechende Stadium von den Beobachtern eingeteilt. Es erfolgten zwei Versuchsreihen mittels der Software OsiriX. Es handelt sich dabei um eine Software zur Auswertung von DICOM-Daten unter dem Betriebssystem von MAC OS X. Die Ergebnisse waren in beiden Untersuchungsreihen hervorragend. In der 3D-Darstellung betrug der Kappa-Wert 0,933 und 0,983, in der sagittalen Ausrichtung jeweils 1,00 und 0,983. Damit konnten sie beweisen, dass in beiden Ansichten eine korrekte CVM-Stadien Einteilung möglich ist.

In der Studie von Joshi et al. [145] nahmen 100 Probanden aus Tokio im Alter von 3 bis 35 Jahre teil. Bei ihnen wurde eine FRS-, eine DVT- und eine Handröntgenaufnahme

angefertigt. Das Ziel war es zu untersuchen, ob eine visuelle Differenzierung der CVM-Stadien nach Hassel und Farman in einem DVT reproduzierbar möglich ist. Dabei mussten die DVT-Aufnahmen so ausgerichtet werden, dass die mittlere Sagittale senkrecht zur Verbindungslinie lag, welche die Sutura intermaxillaris und Spina nasalis anterior verbunden hat. Das FoV betrug bei den Aufnahmen entweder 192,5x0,376 mm oder 150x0,293 mm. Die Übereinstimmung der Methoden war gut, sodass bewiesen werden konnte, dass eine DVT-Aufnahme sich gut zur Bestimmung der skelettalen Reife eignet und eine Handröntgenaufnahme vermieden werden kann [145].

Choi et al. [146] untersuchten die Korrelation zwischen dem *Sempe Maturation Level* (SML) und *Skeletal Maturation Index* (SMI). Dafür wurden bei 102 Probanden im Alter zwischen 5 und 18 Jahren Handröntgen- und DVT-Aufnahmen angefertigt. Diese wurden mittels der Software zur Darstellung und Befundung von 3D-Volumendaten eines DVT-Geräts, OnDemand3D, ausgewertet. Die Wirbel wurden nach Voreinstellung der Opazität aus den Aufnahmen „raugeschnitten“ und einzeln betrachtet. Die *Sempe Maturation Level* Methode unterteilt die Aufnahmen in die Stadien 0 bis 999. Die untersuchte Korrelation zwischen dem ermittelten Reifegrad in den Handröntgenaufnahmen (SMI) und Reifegrad der Halswirbel (SML) betrug 0,950. Dies entspricht einer sehr hohen Korrelation.

Alle aufgeführten Studien, wie auch die hier diskutierte, hatten die Reproduzierbarkeit der visuellen Stadieneinteilung im DVT bewiesen. Diese war unabhängig von der Befundungssoftware sehr gut. Das Field of View war in den aufgeführten Studien unterschiedlich. Die Ergebnisse waren aber unabhängig von dieser Größe konstant gut, was darauf schließen lässt, dass das FoV keinen Einfluss auf die Auswertung der hierfür relevanten Daten hat.

5.2.4 Interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT

Die Studie konnte nur eingeschränkt bestätigen, dass die interindividuelle visuelle Differenzierung der CVM-Stadien im DVT reproduzierbar möglich ist. Im Vergleich der Werte von drei Beobachtern ergab sich für die drei betrachteten Schichten (zentrisch, links lateral und rechts lateral) ein Ergebnis im Bereich durchschnittliche bis gute Übereinstimmung. Ein Grund dafür kann die Subjektivität in der Betrachtung und der Beurteilung der jeweiligen Stadien sein. Womöglich waren die hierbei erstellten Richtlinien zur Einstellung

der jeweiligen Schicht im DVT nicht spezifisch genug und es trat bei der Voreinstellung schon ein Fehler auf, der die präzise Einstufung des CVM-Stadiums beeinflussen konnte.

In der Studie von Khajah et al. [142] wurde, im Gegensatz zu der vorliegenden Studie, in der 3D Ansicht des Programmes *InVivo 5* das komplette Volumen der Wirbel C2 bis C4 durch Rotation in den drei orthogonalen Ebenen betrachtet. Dabei wurden durch die 10 Beobachter fünf Fragen zu den Formen der Wirbel beantwortet und das CVM-Stadium nach der Methode von Baccetti et al. (2005) bestimmt. Das Vorhandensein der Krümmung an den Wirbeln wurde im interindividuellen Vergleich mit einem Kappa-Wert von 0,98 für C2, 0,96 für C3 und 0,76 für C4 beantwortet, was einer substantiellen bis nahezu perfekten Übereinstimmung entspricht. Die Fragen zur Form der Wirbel wurden mit einem Kappa-Wert von 0,41 für C3 und 0,43 für C4 beantwortet, was einer moderaten Übereinstimmung entspricht. Die Untersucher wurden bei der statistischen Auswertung in Bezug auf ihre Berufserfahrung in zwei Gruppen unterteilt (fünf Fakultätsmitglieder und fünf erfahrene Kieferorthopäden). Bei der Beurteilung des Vorhandenseins der Krümmung bei den Wirbeln C2 bis C4 lagen die Kappa-Werte in einem ähnlich hohen Bereich. Die Form der Wirbel C3 und C4, sowie das vorliegende CVM-Stadium erkannten jedoch die erfahrenen Kieferorthopäden besser. Im Vergleich der zuvor geschulten mit der nicht geschulten Gruppe zu dem Thema CVM ergab sich kein signifikanter Unterschied bei der Beurteilung des Vorhandenseins der Krümmung beider Wirbeln und bei der Bestimmung des CVM-Stadiums. Lediglich die Form des Wirbels C3 wurde von der trainierten Gruppe besser erkannt (0,45 vs. 0,36).

Die Ergebnisse der Studie von Khajah et al. [142] lassen schlussfolgern, dass die Schulung der zusätzlichen Betrachter einen großen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Womöglich war diese in der hier vorliegenden Studie nicht ausführlich genug was die schwächeren Ergebnisse, im Vergleich zur intraindividuellen Erfassung, erklären könnte.

5.2.5 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im virtuellen FRS

Die metrische Erfassung der Halswirbel C2, C3 und C4 wurde aus der Studie von Baccetti et al. (2005) übernommen und ausführlich in Punkt 3.2.5 beschrieben. Dabei wurden die

schwächsten Werte für das PAR- Verhältnis erzielt. Womöglich ist die hintere Begrenzung der Halswirbel durch gewisse Überlagerungen im FRS nicht deutlich erkennbar.

Alkan et al. [147] untersuchten die FRS-Bilder von 151 weiblichen Probanden. Dabei wurden die Aufnahmen mit Messpunkten, wie in der hier vorliegenden Studie (s. Pkt. 3.2.3) gekennzeichnet und die Abstände zwischen den jeweiligen Punkten gemessen. Um die Reproduzierbarkeit zu beweisen, wurden 20 der Aufnahmen nochmal nach zwei Wochen von demselben Untersucher vermessen. Dabei erhielten sie für die jeweiligen Abstandsmessungen an den Halswirbeln C3 und C4 einen ICC-Wert im Bereich 0,896 bis 0,977. Dies weist auf eine sehr gute Übereinstimmung hin.

Mito et al. [148] begutachteten FRS-Aufnahmen von 176 japanischen Probandinnen im Alter von 7 bis 14,9 Jahren. In den FRS-Aufnahmen wurden bei den Wirbeln C3 und C4 folgende Abstände gemessen: *anteriore Höhe des Wirbelkörpers (AH)*, *Höhe des Wirbelkörpers (H)*, *posteriore Höhe des Wirbelkörpers (PH)* und *anteroposteriore Länge des Wirbelkörpers (AP)*. Danach wurden folgende Ratios berechnet: AH/AP , H/AP , PH/AP , AH/H , H/PH , AH/PH und eine Formel zur Berechnung des skelettalen Alters bei japanischen Mädchen entwickelt. Der durchschnittliche Messfehler betrug 0,30 +/- 0,29 mm. Anhand von weiteren Messungen wurde bewiesen, dass die Korrelation zwischen dem vertebrealen skelettalen Alter und dem skelettalen Alter hoch ist.

Caldas et al. [149] haben in Anlehnung auf die oben genannte Methode eine Formel zur Berechnung des skelettalen Alters, sowohl bei männlichen, als auch weiblichen brasilianischen Probanden entwickelt. Dadurch war eine zunehmend objektive Beurteilung möglich [150]. In Ihrer Studie von 2010 haben sie ihre Methode nochmal überprüft und bewiesen, dass sie zur Bestimmung des skelettalen Alters bei brasilianischen Probanden eingesetzt werden kann.

Gray et al. [151] untersuchten FRS-Bilder von 25 Patienten, bei denen 5 bis 6 Jahre lang jährlich, im Alter von 10 bis 16 Jahre, ein Fernröntgenseitenbild angefertigt worden ist. Auf jeder Aufnahme wurden folgende 4 *semilandmarks* (Referenzpunkte) markiert: *Gnathion*, *Condylon*, *Articulare*, *Gonion* und 55 *semilandmarks* auf den Wirbeln C2-C4. Dabei wurde ein Messpunkt an den Ecken der Wirbelkörper und 5 an deren Längen gesetzt. Bei der Messwiederholung erhielt man nur eine Messdeviation von 0,2 bis 0,3 mm für die x-Achse und 0,3 bis 0,4 mm für die y-Achse. Die allgemeine Übereinstimmung betrug 84

Diskussion

%). Zusätzlich wurde auch bei jeder Aufnahme der Abstand *Articulare-Gnathion* gemessen. Grey et al. konnten dank der *semilandmarks* schematisch die jährlichen Veränderungen der Wirbelkörper C2 bis C4 darstellen. Zusätzlich wurde noch ein Schema für vor, während und nach dem Oberkieferwachstumsschub gefertigt. Die Einschränkung bei dieser Studie war, dass nur eine geringe Anzahl von Teilnehmern vorhanden war. Außerdem konnte die Ethnizität nicht bestimmt werden, die Probanden hatten eine nicht abgeschlossene KFO-Behandlung und waren möglicherweise Umweltfaktoren ausgesetzt, die das Oberkiefer- und Wirbelwachstum beeinflusst haben [151].

In der Studie von Perinetti et al. [152] nahmen 10 davor geschulte Beobachter teil. Diese untersuchten 132 FRS-Bilder, von kaukasischen Probanden im Alter von 7 bis 18 Jahren, wovon 60 zu Probemessungen verwendet worden sind. Jedes Bild wurde nach vier Wochen nochmal betrachtet. Es wurden 21 *landmarks* gesetzt und drei Distanzen gemessen. Drei Mal die Konkavität C2 bis C4, 8 Mal die anteriore und posteriore Höhe und zusätzlich die obere und untere Breite der Wirbel C3, C4. Anhand einer mathematischen Formel wurde die Form der Wirbel bestimmt und dem korrekten CVM-Stadium zugeteilt. Dabei betrug die intraindividuelle Übereinstimmung 52,8% bis 95,8%.

Chen et al. [153] untersuchten FRS- und Handröntgenaufnahmen von 87 Kindern im Alter von 8 bis 18 Jahren. Diese wurden ein Mal jährlich, 6 Jahre lang angefertigt. Die angefertigten Handröntgenaufnahmen wurden von einem geschulten Gutachter in eins der 11 SMI-Stadien nach Fishman eingeteilt. Die Halswirbel C2 bis C4 wurden in den FRS-Aufnahmen mit 42 charakteristischen Parametern versehen. Im Unterschied zur vorliegenden Studie, wurden noch zusätzlich die Mittelpunkte der vorderen und oberen Begrenzung der Wirbel C3 und C4 markiert. Ansonsten galten die gleichen Messpunkte, wie in der hier vorliegenden Arbeit (s. Punkt 3.2.5). Von den 42 gemessenen Parametern korrelierten 30 positiv, 4 negativ und 8 korrelierten nicht mit dem SMI. Durch die metrische Analyse haben Chen et al. eine neue CVM-Stadien Einteilung vorgenommen und eine mathematische Formel zur Ausrechnung des jeweiligen Stadiums entwickelt. Sie stellten fest, dass äußerliche Umweltfaktoren, wie Druck, körperliche Position oder Krankheit die Höhe des Wirbelkörpers beeinflussen können. Durch die möglichen Verzerrungen und Vergrößerungen im FRS-Bild sind *Ratios* und Winkelmessungen besser als Streckenmessungen in ihrer Gültigkeit. In ihrer Studie von 2010 haben Chen et al. [154] sich der

Diskussion

gleichen Auswahlkriterien bedient und untersuchten aber noch zusätzlich den Halswirbel C5 und hatten damit 62 Parameter zu vermessen. 44 korrelierten davon positiv, 4 negativ und 12 nicht mit dem SMI nach Fishman. Als Resümee wurde ein relativ hoher Korrelationskoeffizient zwischen den zervikalen Maturationsstadien und der SMI-Stadien Einteilung genannt. Ausgewählte Parameter können zu einer einfacheren und objektiveren Bestimmung des skelettalen Alters benutzt werden [132].

Im Vergleich dazu wurden gute Ergebnisse bei den Abstandsmessungen der Konkavitäten der jeweiligen Wirbel und dem Verhältnis BAR (Basis / anteriore Höhe) erzielt. Das Messverhältnis PAR (posteriore Höhe / anteriore Höhe) hat schwächere Ergebnisse erzielt, was nicht mit den Erkenntnissen von Chen et al. übereinstimmt, da sie Messverhältnisse konstanter als Streckenmessungen einstufen.

5.2.6 Intraindividuelle metrische Erfassung von C2, C3 und C4 im DVT

Das Ziel dieser Studie war es zu untersuchen, in welcher der drei zuvor definierten Schichten im DVT die Reproduzierbarkeit der metrischen Analyse nach Baccetti et al. (s. Punkt 3.2.5) am besten ist. Dafür wurden die Halswirbel C2 bis C4 drei Mal von demselben Untersucher analysiert. Die beste Übereinstimmung bei den sieben betrachteten Parametern erzielte die zentrische Schicht. Die Ergebnisse des ICC-Wertes lagen im Bereich „durchschnittlich bis gute“ bis „exzellente“ Übereinstimmung.

In der Studie von Byun et al. [155] nahmen 57 japanische Mädchen und 47 Jungen im Alter von 5 bis 18 Jahre teil. Es wurde der Vergleich zwischen dem skelettalen Alter anhand von SML-Level (von 0 bis 999) Einteilung in den Handröntgenaufnahmen und den Parametern der Wirbel C2, C3, C4 untersucht. Das Ziel war es ein multivariablen Regressionsmodell zur Schätzung der skelettalen Reife zu erhalten. Alle DVT-Aufnahmen wurden mit einem Gerät mit dem Field of View von 192,5 mm – Durchmesser sphärisch angefertigt und mit der Software OnDeman3D von zwei Beobachtern untersucht. Die laterale Ansicht in den DVT-Aufnahmen wurde generiert und unterscheidet sich von der in dieser Studie entwickelten Methode. Als erstes wurde die anteriorposteriore Achse in axialer Ansicht generiert (tiefster hinterer Punkt vom Foramen des Wirbels C2 und Mittelpunkt dessen Wirbelkörpers). Danach erfolgte die Anpassung der vertikalen Achse durch den Mittelpunkt des Processus odontoideus in koronaler Ansicht. Die Messpunkte wurden

aus der Studie von Chen et al. [153] übernommen. Bei den Jungen hatten 47 der 64 gemessenen Ratios eine signifikante Korrelation mit dem SML-Level. Bei den Mädchen waren es nur 39. Zur quantitativen Bestimmung der Korrelation zwischen dem skelettalen Maturationsstadium und Messverhältnissen wurde eine Methode mithilfe des zweiten, dritten und vierten Halswirbels, die in DVT-Aufnahmen vermessen wurden, entwickelt. Dadurch konnte eine mathematische Formel (QVCM), die vier charakteristische Messparameter enthält, zur Bestimmung des Maturationsstatus, getrennt für japanische Jungen und Mädchen, entwickelt werden.

Dem gleichen Prinzip bediente sich Byun in seiner späteren Studie aus dem gleichem Jahr [156], bei der aber lediglich 74 koreanische Mädchen im Alter von 6 bis 18 Jahren teilnahmen. Zur Bestimmung der lateralen Ansicht in den DVT-Aufnahmen wurden jedoch andere Kriterien festgelegt. Zur Ausrichtung der Ansichten wurde als erstes in der axialen Ansicht eine Verbindungslinie zwischen dem tiefsten posterioren Punkt des zweiten zervikalen foramens und dem Mittelpunkt des Wirbelkörpers C2 gebildet. Als nächstes wurde in der koronalen Ansicht eine Achse durch den Mittelpunkt des Processus odontoideus gebildet. Von den 64 waren 47 statistisch signifikant mit dem SML-Level.

Die abgeleiteten multiplen Regressionsmodelle demonstrierten das Potential der neu definierten Parameter des zweiten Halswirbels zur Bestimmung des skelettalen Alters.

Ayach und Hadad [157] untersuchten in ihrer Studie die Korrelation zwischen der Methoden des mittleren Phalanx des dritten Fingers (MP3) und den Parametern des zervikalen Wirbelvolumens (CVVP) zur Bestimmung der skelettalen Reife. Nach Auswertung der DVT-Aufnahmen und Handröntgenaufnahmen von 50 Patienten kamen sie zum Ergebnis, dass die Messung der Volumina des vierten CVVP zur Bestimmung des skelettalen Alters verwendbar ist.

Shin et al. [158] untersuchten die DVT-Aufnahmen von 24 Mädchen und 19 Jungen im Alter von 6 bis 18 Jahren. Alle Probanden stammen aus Japan. Zusätzlich wurden noch Handröntgenaufnahmen angefertigt, um das skelettale Alter nach der Methode von Sempe und Fishman zu bestimmen. Die DVT-Aufnahmen wurden mithilfe von CB MercurRay angefertigt. Das sphärische Field of View betrug dabei 192,5 mm mit einer Voxelgröße von 0,376. Die Bilder wurden mittels der Software OnDemon3D ausgewertet. Als

Diskussion

erstes wurden die Wirbel wie folgt ausgerichtet. Bei dem Halswirbel C1 wurden die am weitesten anterior und posterior liegenden Punkte markiert und durch diese eine anteroposteriore Achse gebildet. Die vertikale Achse ist durch deren Mittelpunkt verlaufen. Bei dem Wirbel C2 galt dasselbe Prinzip. Bei den Wirbel C3 und C4 wurde die vertikale Achse aus dem untersten Punkt der Lamina posterior des C4-Körpers bis zu dem höchsten Punkt der Lamina posterior des C3-Körpers konstruiert. Anschließend wurden die Wirbel mit 36 Messpunkten versehen, welches der neuen ACVM Methode entsprach. Die Reproduzierbarkeit der einzelnen Punkte und des skelettalen Reifestadiums war hoch. Der ICC betrug für den intraindividuellen Vergleich 0,978. Laut dieser Studie bestanden auch keinerlei Geschlechtsunterschiede. Die Studie hat außerdem erwiesen, dass die Variationen der Körperformen der axialen zervikalen Wirbel zur Bestimmung skelettalen Reifestadiums angewendet werden kann. Der Schwachpunkt dieser Studie lag bei der geringen Anzahl der Probanden und dem Nichtvorhandensein von ethnischen Differenzen.

Der vorliegenden Arbeit könnten die oben genannten Punkte als Schwachstelle angesehen werden. Die Geschlechtsunterschiede können aber auch hier vernachlässigt werden, da die Untersucher sich ausschließlich auf die Veränderungen der Wirbel konzentrierten, unabhängig von Alter und Geschlecht. Durch die korrekte Einstufung des CVM-Stadiums wird die bevorstehende skelettale Reifeentwicklung vorhergesagt.

5.2.7 Vergleich der metrischen Analysen im virtuellen FRS und DVT

Die intraindividuelle metrische Erfassung der Wirbelkörper C2, C3, C4 führte im Vergleich von virtuellen seitlichen Fernröntgenseitenbildern und digitalen Volumentomogrammen zu signifikant unterschiedlichen Ergebnissen. Dies stellte sich nach der vergleichenden Analyse der metrischen Beurteilung der Halswirbel im virtuellen FRS im Vergleich zu jeweils einer der drei definierten Schichten im DVT fest. Die Streuung der Daten lag bei jedem der drei Vergleichspaare zwischen „schlechte“ bis „exzellente“ Übereinstimmung. Es sei angemerkt, dass bei jedem der Vergleichspaare der schwächste Wert für das Messverhältnis PAR (posteriore Höhe / anteriore Höhe) vorlag. Vergleichbare Untersuchungen oder Studien liegen aktuell nicht vor.

5.2.8 Analyse der Konkavität von C2, C3 und C4 im DVT

Das Ziel dieser Studie war es eine neue metrische CVM-Stadien Einteilung zu definieren. Verwendet dafür wurde die zuvor definierte zentrische Schicht des Volumentomogramms, da sie stets konstant gute Übereinstimmungen mit den Werten aus dem Fernröntgenseitenbild hatte. Einen Teil der neuen CVM-Einteilung soll die metrische Erfassung der Konkavitätstiefe der Halswirbelkörper C2 bis C4 darstellen. Die Streuung der Daten wurde anhand von Histogrammen und Box-Whisker Plots graphisch in Kapitel 4.8. dargestellt. Eine erste CVM-Stadien Einteilung in Abhängigkeit von der Konkavitätstiefe der drei Halswirbel wurde vorgenommen. Die Klassifikation dient wegen der Überschneidungen nur zur groben Orientierung. Ein Grund dafür könnte die relativ geringe Anzahl an Probanden sein.

In den Studien von Byun et al. [155, 156] wurden die Messungen des Korpus des Wirbelkörpers C2 und processus odontoideus definiert. Die Resultate lassen darauf schließen, dass die Messverhältnisse von C2 Körper und Processus odontoideus sehr hoch mit dem skelettalen Alter korrelieren. Ähnlich verhielten sich die Ratios bei den Wirbelkörpern C3 und C4.

5.2.9 Relation von posteriorer und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Ergebnisse der Relation von posteriorer und anteriorer Höhe (PAR) konnten nicht als Teil der neuen metrischen CVM-Analyse verwendet werden, da die einzelnen Klassengrenzen wegen den deutlichen Überschneidungen der Werte, nicht zu ermitteln waren. Die Werte wurden auch hier in der zentrischen Schicht der DVT-Aufnahmen gemessen. Die Streuung der Daten lag für den Wirbelkörper C3 im Bereich 0,75 bis 1,40 mm und für den Wirbelkörper C4 im Bereich 0,90 bis 1,40 mm. Eine Erklärung dafür könnte die geringe Anzahl an Probanden von 51 sein. Ein weiterer Grund könnte ein Fehler bei der Einstellung der zentrischen Schicht im DVT und Subjektivität bei der Messpunktbestimmung sein.

Vergleichbare Untersuchungen oder Studien liegen aktuell nicht vor.

5.2.10 Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe des C3 und C4 im DVT

Die Resultate der Relation von kaudaler Breite und anteriorer Höhe (BAR) Der Wirbel C3 und C4 konnten als Teil der neuen metrischen CVM-Analyse verwendet werden. Auch dieses Mal erfolgte die Analyse in der zentrischen Schicht der DVT-Aufnahmen. Die Verteilung der Messwerte beschränkte sich für den Wirbel C3 auf den Bereich 0,90 bis 2,21 mm und für den Wirbel C4 auf den Bereich 0,98 bis 2,15 mm. Die Verteilung der Werte ermöglichte eine neue Aufstellung der Grenzwerte für die CVM-Einteilung. Auch hierbei sei angemerkt, dass die Werte zur groben Orientierung dienen.

Vergleichbare Untersuchungen oder Studien liegen aktuell nicht vor.

5.3 Limitationen

Im Vergleich zur gängigen Literatur wurden teilweise höhere Vergleichswerte im interindividuellen Vergleich erreicht, als in vorliegender Arbeit. Die zusätzlichen Beobachter dieser Arbeit waren vermutlich, im Gegensatz zum Hauptuntersucher A (die Doktorandin), mit dem Thema CVM nicht ausreichend vertraut und zuvor geschult worden. Um noch aussagekräftigere Ergebnisse zu erreichen sind zukünftige Studien mit einer höheren Anzahl an Beobachtern erforderlich [142].

Die Zahl der befundeten DVT-Aufnahmen ist auf 56 limitiert. Da die Studie retrospektiv war, wurden aus den vorhandenen Aufnahmen aus dem Jahr 2011 des Röntgeninstitutes MESANTIS® von anfänglich 601 Aufnahmen nach Selektion nur 56 herausgefiltert, die allen vorgegebenen Kriterien für diese Studie entsprachen. Bei den meisten der ausgeschlossenen DVT-Aufnahmen war der Wirbel C4 nicht vollständig abgebildet, da dies für die rechtfertigende Indikation nicht angezeigt war. Größere Stichproben zur retrospektiven Auswertung können entsprechend die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit unterstützen.

Die ungleichmäßige Verteilung der Anzahl auf die sechs Reifestadien konnte bei der Aufstellung der Probanden nicht vorhergesehen werden. Diese ist v.a. bei dem Stadium 6 zu nennen, da dieses Stadium nur ein Proband aufwies. Wahrscheinlich sind einige Stadien schwieriger zu erkennen, als andere [143].

Das Alter der Probanden war auf 9 bis 17 Jahre begrenzt. Aktuelle Studien [159] zeigen, dass nur ein Drittel der Probanden im Alter von 20 bis 45 Jahren das Stadium 6 aufweist. Obwohl keine Geschlechtsunterschiede in Bezug auf die Halswirbelreifung festgestellt worden sind, scheint der Wirbel C3 schneller zu reifen als C4 [159]. Um die Ergebnisse der vorliegenden Studie zu untermauern sollte zukünftig die Altersbegrenzung der Probanden neu definiert werden.

5.4 Schlussfolgerungen

In der Kieferorthopädie wird die kephalometrische Analyse des Schädels im Fernröntgenseitenbild zur Planung der kieferorthopädischen Therapie genutzt. Die dentale Volumentomographie wird hingegen aufgrund der erhöhten Strahlenbelastung in der Kieferorthopädie nicht routinemäßig eingesetzt [160]. Die DVT-Aufnahme ist dennoch relevant, da sie eine detaillierte Evaluation der kraniofazialen Anatomie in den untersuchten Ebenen (axial, koronal und sagittal), als auch in der dreidimensionalen Rekonstruktion erlaubt [144]. Zu den empfohlenen rechtfertigenden Indikationen zählt nicht die Bestimmung der skelettalen Reife. Diese wird immer noch routinemäßig anhand von Handröntgenaufnahmen bestimmt, womit eine zusätzliche Strahlenbelastung einhergeht.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Reproduzierbarkeit der Maturationsstadieneinteilung sowohl im virtuellen Fernröntgenseitenbild, als auch digitalen Volumentomogrammen geprüft. Die Reproduzierbarkeit zervikaler vertebraler Maturationsstadien nach Baccetti et al. (2005) in virtuellen seitlichen Fernröntgenbildern lieferte verlässliche Ergebnisse. Wie schon in zahlreichen vorherigen Studien, wurde die Zuverlässigkeit der visuellen CVM-Stadien Einteilung bestätigt. Diese erreichte im intraindividuellen Vergleich hervorragende Resultate, im interindividuellen Vergleich gute Resultate. Im DVT wurden im visuellen Vergleich ähnliche Ergebnisse erzielt. Damit konnte bestätigt werden, dass die Maturationsstadieneinteilung nach Baccetti et al. (2005) sowohl im virtuellen FRS als auch DVT einsetzbar ist.

Das primäre Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer neuen, metrischen Methode zur Maturationsstadieneinteilung im DVT. Es kann klar gesagt werden, dass am besten dafür die zentrische Schicht im DVT geeignet ist. Die Streckenmessung und Ratios, die aus der Studie von Baccetti et al. (2005) übernommen worden sind, dienten zur Festlegung einer neuen metrischen Analyse. Die beiden Komponenten, die diese Analyse bildeten, waren die Prüfgröße Conc (Abstandsmessung der Konkavität der Wirbel C2 bis C4) und BAR (das mathematisch ausgerechnete Verhältnis zwischen der Basis und anteriorer Höhe der Wirbel C3 und C4). Es vermag weiterer Studien um die Verlässlichkeit dieser neu aufgestellten metrischen Analyse zu bestätigen.

Literaturverzeichnis

1. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM, Paulsen F. Gray's Anatomie für Studenten: Online-Zugang + interaktive Extras www.studentconsult.de. 1. Aufl. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2007. 1092 p.
2. Waldeyer A, Anderhuber F, editors. Waldeyer - Anatomie des Menschen: Lehrbuch und Atlas in einem Band ; [44 Tabellen]. 19., vollst. überarb. und aktualisierte Aufl. Berlin: de Gruyter; 2012. 1176 p. (De Gruyter Studium).
3. Kirsch J, May CA, Lorke DE, Winkelmann A, Schwab W, Herrmann G, Funk R. Taschenlehrbuch Anatomie: 354 Abbildungen. 2., überarbeitete Auflage. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2017. 753 p.
4. Paulsen F, Waschke J, Sobotta J, editors. Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat. 24. Auflage. München: Elsevier; 2017. 469 p. (Sobotta - Atlas der Anatomie).
5. Todd TW, Pyle SI. A quantitative study of the vertebral column by direct and roentgenoscopic methods. *American Journal of Physical Anthropology*. 1928 Oct;12(2):321–38.
6. Lanier RR. The presacral vertebrae of American white and negro males. *American Journal of Physical Anthropology*. 1939 Oct;25(3):341–420.
7. Lamparski DG. Skeletal age assessment utilizing cervical vertebrae. *American Journal of Orthodontics*. 1975 Apr;67(4):458–9.
8. O'Reilly MT, Yanniello GJ. Mandibular growth changes and maturation of cervical vertebrae--a longitudinal cephalometric study. *Angle Orthod*. 1988 Apr;58(2):179–84.
9. Hassel B, Farman AG. Skeletal maturation evaluation using cervical vertebrae. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995 Jan;107(1):58–66.
10. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA Jr. An improved version of the cervical vertebral maturation (CVM) method for the assessment of mandibular growth. *Angle Orthod*. 2002 Aug;72(4):316–23.
11. Baccetti T, Franchi L, McNamara JA. The Cervical Vertebral Maturation (CVM) Method for the Assessment of Optimal Treatment Timing in Dentofacial Orthopedics. *Seminars in Orthodontics*. 2005 Sep;11(3):119–29.
12. Grave KC, Brown T. Carpal radiographs in orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1979 Jan;75(1):27–45.

13. Leite HR, O'Reilly MT, Close JM. Skeletal age assessment using the first, second, and third fingers of the hand. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987 Dec;92(6):492–8.
14. Fishman LS. Radiographic evaluation of skeletal maturation. A clinically oriented method based on hand-wrist films. *Angle Orthod*. 1982 Apr;52(2):88–112.
15. Cericato GO, Bittencourt M a. V, Paranhos LR. Validity of the assessment method of skeletal maturation by cervical vertebrae: a systematic review and meta-analysis. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(4):20140270.
16. Pichai S, Rajesh M, Reddy N, Adusumilli G, Reddy J, Joshi B. A comparison of hand wrist bone analysis with two different cervical vertebral analysis in measuring skeletal maturation. *J Int Oral Health*. 2014 Sep;6(5):36–41.
17. Kucukkeles N, Acar A, Biren S, Arun T. Comparisons between cervical vertebrae and hand-wrist maturation for the assessment of skeletal maturity. *J Clin Pediatr Dent*. 1999;24(1):47–52.
18. Grippaudo C, Garcovich D, Volpe G, Lajolo C. Comparative evaluation between cervical vertebral morphology and hand-wrist morphology for skeletal maturation assessment. *Minerva Stomatol*. 2006 May;55(5):271–80.
19. Szemraj A, Wojtaszek-Słomińska A, Racka-Pilszak B. Is the cervical vertebral maturation (CVM) method effective enough to replace the hand-wrist maturation (HWM) method in determining skeletal maturation?-A systematic review. *Eur J Radiol*. 2018 May;102:125–8.
20. Flores-Mir C, Burgess CA, Champney M, Jensen RJ, Pitcher MR, Major PW. Correlation of skeletal maturation stages determined by cervical vertebrae and hand-wrist evaluations. *Angle Orthod*. 2006 Jan;76(1):1–5.
21. Al Khal HA, Wong RWK, Rabie ABM. Elimination of hand-wrist radiographs for maturity assessment in children needing orthodontic therapy. *Skeletal Radiol*. 2008 Mar;37(3):195–200.
22. Hellsing E. Cervical vertebral dimensions in 8-, 11-, and 15-year-old children. *Acta Odontol Scand*. 1991 Aug;49(4):207–13.
23. García-Fernandez P, Torre H, Flores L, Rea J. The cervical vertebrae as maturational indicators. *J Clin Orthod*. 1998 Apr;32(4):221–5.
24. San Román P, Palma JC, Oteo MD, Nevado E. Skeletal maturation determined by cervical vertebrae development. *Eur J Orthod*. 2002 Jun;24(3):303–11.
25. Uysal T, Ramoglu SI, Basciftci FA, Sari Z. Chronologic age and skeletal maturation of the cervical vertebrae and hand-wrist: is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Nov;130(5):622–8.

26. Alkhal HA, Wong RWK, Rabie ABM. Correlation between chronological age, cervical vertebral maturation and Fishman's skeletal maturity indicators in southern Chinese. *Angle Orthod.* 2008 Jul;78(4):591–6.
27. Mahajan S. Evaluation of skeletal maturation by comparing the hand wrist radiograph and cervical vertebrae as seen in lateral cephalogram. *Indian J Dent Res.* 2011 Apr;22(2):309–16.
28. Timmins K, Liversidge H, Farella M, Herbison P, Kieser J. The usefulness of dental and cervical maturation stages in New Zealand children for Disaster Victim Identification. *Forensic Sci Med Pathol.* 2012 Jun;8(2):101–8.
29. Tom Verhofstadt. Cervical Vertebral Maturation (CVM). KN. 2011 Oct 10;
30. Kucukkeles N, Acar A, Biren S, Arun T. Comparisons between cervical vertebrae and hand-wrist maturation for the assessment of skeletal maturity. *J Clin Pediatr Dent.* 1999;24(1):47–52.
31. Krailassiri S, Anuwongnukroh N, Dechkunakorn S. Relationships between dental calcification stages and skeletal maturity indicators in Thai individuals. *Angle Orthod.* 2002 Apr;72(2):155–66.
32. Schopf P. *Curriculum Kieferorthopädie.* 2. Aufl. ff. Berlin: Quintessenz-Verl; 1994. (Quintessenz-Bibliothek).
33. Mahmood HT, Shaikh A, Fida M. Association between frontal sinus morphology and cervical vertebral maturation for the assessment of skeletal maturity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016 Oct;150(4):637–42.
34. Pancherz H, Szyska M. Analyse der Halswirbelkörper statt der Handknochen zur Bestimmung der skelettalen und somatischen Reife - Eine Reliabilitäts- und Validitätsuntersuchung -. Informationen aus Orthodontie & Kieferorthopädie. 2000;32(2):151–61.
35. Baccetti T, Franchi L, Toth LR, McNamara JA Jr. Treatment timing for Twin-block therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000 Aug;118(2):159–70.
36. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA Jr. Treatment timing for rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2001 Oct;71(5):343–50.
37. Kahl-Nieke B. *Einführung in die Kieferorthopädie.* 2., neu bearb. Aufl. München: Urban & Fischer; 2001. 322 p.
38. Diedrich P, Bauer W, Haunfelder D, editors. *Orofaziale Entwicklung und Diagnostik.* Studienausg. der 4. Aufl. 2000. München: Elsevier, Urban & Fischer; 2000. 339 p. (Praxis der Zahnheilkunde Kieferorthopädie).
39. Visser H, Rödiger T, Hermann KP. Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography. *Angle Orthod.* 2001 Jun;71(3):159–63.

40. Signorelli L, Patcas R, Peltomäki T, Schätzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *J Orofac Orthop*. 2016 Jan;77(1):9–15.
41. Patcas R, Signorelli L, Peltomäki T, Schätzle M. Is the use of the cervical vertebrae maturation method justified to determine skeletal age? A comparison of radiation dose of two strategies for skeletal age estimation. *Eur J Orthod*. 2013 Oct;35(5):604–9.
42. Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod*. 2009 Apr;31(2):129–34.
43. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004 Mar;33(2):83–6.
44. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod*. 2008 Sep;78(5):873–9.
45. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Aug;136(2):156.e1-6; discussion 156-157.
46. Farman AG. ALARA still applies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005 Oct;100(4):395–7.
47. Cevidanes L, Oliveira AEF, Motta A, Phillips C, Burke B, Tyndall D. Head orientation in CBCT-generated cephalograms. *Angle Orthod*. 2009 Sep;79(5):971–7.
48. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007 Jul;36(5):263–9.
49. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshøj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Dec;134(6):798–802.
50. van Vlijmen OJC, Bergé SJ, Swennen GRJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jan;67(1):92–7.
51. Grauer D, Cevidanes LSH, Styner MA, Heulfe I, Harmon ET, Zhu H, Proffit WR. Accuracy and Landmark Error Calculation Using Cone-Beam Computed

- Tomography–Generated Cephalograms. *The Angle Orthodontist*. 2010 Mar;80(2):286–94.
52. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandía JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod*. 2011 Sep;81(5):856–64.
 53. Wen J, Liu S, Ye X, Xie X, Li J, Li H, Mei L. Comparative study of cephalometric measurements using 3 imaging modalities. *J Am Dent Assoc*. 2017;148(12):913–21.
 54. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Oct;132(4):550–60.
 55. Kadioglu O, Currier GF. Craniofacial 3D imaging: current concepts in orthodontics and oral and maxillofacial surgery [Internet]. 2019 [cited 2020 Apr 20]. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&scope=site&db=nlebk&db=nlabk&AN=2012772>
 56. Jung P-K, Lee G-C, Moon C-H. Comparison of cone-beam computed tomography cephalometric measurements using a midsagittal projection and conventional two-dimensional cephalometric measurements. *Korean J Orthod*. 2015 Nov;45(6):282–8.
 57. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Apr;19(2):228–31.
 58. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558–64.
 59. Fuhrmann A. *Zahnärztliche Radiologie*. Stuttgart: Thieme; 2013. 189 p. (ZMK Praxis).
 60. Bock JJ, editor. *Digitale Radiologie in der Zahnarztpraxis: Zahnfilm, OPG, FRS und DVT*. Balingen: Spitta-Verl; 2011. 247 p. (Praxisorientiertes und praxiswirksames Expertenwissen für Zahnärzte).
 61. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003 Oct;96(4):508–13.
 62. Feragalli B, Rampado O, Abate C, Macrì M, Festa F, Stromei F, Caputi S, Guglielmi G. Cone beam computed tomography for dental and maxillofacial imaging: technique improvement and low-dose protocols. *Radiol Med*. 2017 Aug;122(8):581–8.

63. Kramme R, editor. *Medizintechnik: Verfahren - Systeme - Informationsverarbeitung*. 5., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Berlin: Springer; 2017. 1074 p. (Springer NachschlageWissen).
64. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707–30, v.
65. *Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen*. 1987.
66. Barghan S, Tetradis S, Nervina JM. Skeletal and soft-tissue incidental findings on cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Jun;143(6):888–92.
67. Dođramacı EJ, Rossi-Fedele G, McDonald F. Clinical importance of incidental findings reported on small-volume dental cone beam computed tomography scans focused on impacted maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2014 Dec;118(6):e205-209.
68. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J*. 2007 Oct;40(10):818–30.
69. Lofthag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007 Jan;103(1):114–9.
70. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig*. 2006 Mar;10(1):1–7.
71. Gupta J, Ali SP. Cone beam computed tomography in oral implants. *Natl J Maxillofac Surg*. 2013 Jan;4(1):2–6.
72. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, Yamada JM, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Jun;20(3):416–24.
73. Woelber JP, Fleiner J, Rau J, Ratka-Krüger P, Hannig C. Accuracy and Usefulness of CBCT in Periodontology: A Systematic Review of the Literature. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018 Apr;38(2):289–97.
74. Rischen RJ, Breuning KH, Bronkhorst EM, Kuijpers-Jagtman AM. Records needed for orthodontic diagnosis and treatment planning: a systematic review. *PLoS ONE*. 2013;8(11):e74186.
75. Botticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod*. 2011 Aug;33(4):344–9.

76. Lai CS, Suter VGA, Katsaros C, Bornstein MM. Localization of impacted maxillary canines and root resorption of neighbouring teeth: a study assessing the diagnostic value of panoramic radiographs in two groups of observers. *Eur J Orthod*. 2014 Aug;36(4):450–6.
77. Dudic A, Giannopoulou C, Leuzinger M, Kiliaridis S. Detection of apical root resorption after orthodontic treatment by using panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Apr;135(4):434–7.
78. Kim S-H, Yoon H-G, Choi Y-S, Hwang E-H, Kook Y-A, Nelson G. Evaluation of interdental space of the maxillary posterior area for orthodontic mini-implants with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 May;135(5):635–41.
79. Tadinada A, Marczak A, Yadav S. Diagnostic efficacy of a modified low-dose acquisition protocol for the preoperative evaluation of mini-implant sites. *Imaging Sci Dent*. 2017 Sep;47(3):141–7.
80. Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, Farman AG. Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Oct;132(4):429–38.
81. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007 May;36(4):192–7.
82. Schnabl D, Rottler A-K, Schupp W, Boisserée W, Grunert I. CBCT and MRT imaging in patients clinically diagnosed with temporomandibular joint arthralgia. *Heliyon*. 2018 Jun;4(6):e00641.
83. Vizzotto MB, Liedke GS, Delamare EL, Silveira HD, Dutra V, Silveira HE. A comparative study of lateral cephalograms and cone-beam computed tomographic images in upper airway assessment. *Eur J Orthod*. 2012 Jun;34(3):390–3.
84. Albuquerque MA, Gaia BF, Cavalcanti MGP. Comparison between multislice and cone-beam computerized tomography in the volumetric assessment of cleft palate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2011 Aug;112(2):249–57.
85. Schneiderman ED, Xu H, Salyer KE. Characterization of the maxillary complex in unilateral cleft lip and palate using cone-beam computed tomography: a preliminary study. *J Craniofac Surg*. 2009 Sep;20 Suppl 2:1699–710.
86. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:55–77.

87. Ursula Hirschfelder. Radiologische 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). J Orofac Orthop; 2008.
88. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva M a. G. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. Dentomaxillofac Radiol. 2008 Jul;37(5):268–73.
89. Lopes IA, Tucunduva RMA, Handem RH, Capelozza ALA. Study of the frequency and location of incidental findings of the maxillofacial region in different fields of view in CBCT scans. Dentomaxillofacial Radiology. 2017 Jan;46(1):20160215.
90. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K, SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol. 2012 Feb;81(2):267–71.
91. Krause J. Untersuchungen zum erforderlichen Field of View für die bildgebende 3D- Diagnostik in der Zahnmedizin [doctoral dissertation]. Charité - Universitätsmedizin Berlin; 2013.
92. Dimitra research group, Oenning AC, Pauwels R, Stratis A, De Faria Vasconcelos K, Tijssens E, De Grauwe A, Jacobs R, Salmon B. Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. Sci Rep. 2019 Dec;9(1):5521.
93. White SC, Scarfe WC, Schulze RKW, Lurie AG, Douglass JM, Farman AG, Law CS, Levin MD, Sauer RA, Valachovic RW, Zeller GG, Goske MJ. The Image Gently in Dentistry campaign: promotion of responsible use of maxillofacial radiology in dentistry for children. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2014 Sep;118(3):257–61.
94. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. Imaging Sci Dent. 2015 Dec;45(4):263–5.
95. Hidalgo Rivas JA, Horner K, Thiruvengkatachari B, Davies J, Theodorakou C. Development of a low-dose protocol for cone beam CT examinations of the anterior maxilla in children. Br J Radiol. 2015 Oct;88(1054):20150559.
96. Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, Bornstein MM, Dawood A, Quirynen M. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. Clin Oral Implants Res. 2012 Nov;23(11):1243–53.
97. Shokri A, Khajeh S, Khavid A. Evaluation of the accuracy of linear measurements on lateral cephalograms obtained from cone-beam computed tomography scans with digital lateral cephalometric radiography: an in vitro study. J Craniofac Surg. 2014 Sep;25(5):1710–3.

98. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011 Jan;81(1):26–35.
99. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002 Mar;12(3):634–7.
100. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999 Jul;28(4):245–8.
101. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002 Mar;31(2):126–30.
102. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Jul;35(4):219–26.
103. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2008 Jul;106(1):106–14.
104. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2013 Aug;42(8):20120443.
105. Qu XM, Li G, Sanderink GCH, Zhang ZY, Ma XC. Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Jul;41(5):373–8.
106. Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Feb;40(2):115–22.
107. Al-Okshi A, Lindh C, Salé H, Gunnarsson M, Rohlin M. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br J Radiol.* 2015 Jan;88(1045):20140658.
108. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2009 Jun;38(6):609–25.
109. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann ICRP.* 1991;21(1–3):1–201.
110. Garcia Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Gründler K, Visser H, Hirsch E. Effective dosages for recording Veraviewepocs dental panoramic images: analog film,

- digital, and panoramic scout for CBCT. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008 Oct;106(4):571–7.
111. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent*. 2012;2012:813768.
 112. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*. 2009 Sep;71(3):461–8.
 113. Schulze Ralf. S2k-Leitlinie Dentale digitale Volumentomographie. Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
 114. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009 Jan;82(973):35–40.
 115. Davies J, Johnson B, Drage N. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012 Jan;41(1):30–6.
 116. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979 Mar;86(2):420–8.
 117. Fleiss JL. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley & Sons; 1986.
 118. Bortz, J., Schuster C. *Faktorenanalyse, in Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. 7th ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010. 385–433 p.
 119. Torres FC, Yamazaki MS, Jórias RP, Paranhos LR, Rode S de M, Siqueira DF, Fuziy A. Evaluation of the cervical vertebrae maturation index in lateral cephalograms taken in different head positions. *Braz Dent J*. 2013 Oct;24(5):462–6.
 120. Franchi L, Baccetti T, McNamara JA. Mandibular growth as related to cervical vertebral maturation and body height. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000 Sep;118(3):335–40.
 121. Seedat AK, Forsberg CD. An evaluation of the third cervical vertebra (C3) as a growth indicator in Black subjects. *SADJ*. 2005 May;60(4):156, 158–60.
 122. Montasser MA, Viana G, Evans CA. Racial and sex differences in timing of the cervical vertebrae maturation stages. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017 Apr;151(4):744–9.
 123. Montasser MA, Viana G, Evans CA. Secular trends in the timing of skeletal maturation as assessed by the cervical vertebrae maturation method. *Eur J Orthod*. 2017 01;39(2):188–93.

124. Cossellu G, Biagi R, Pisani L, Barbieri V, Farronato G. Relationship between mandibular second molar calcification stages and cervical vertebrae maturity in Italian children and young adults. *Eur J Paediatr Dent*. 2014 Dec;15(4):355–9.
125. Greve W, Wentura D, Gräser H, Schmitz U. *Wissenschaftliche Beobachtung: eine Einführung*. 2. Aufl. Weinheim: Beltz; 1997. 182 p.
126. Santos ECA, Bertoz FA, Arantes F de M, Reis PMP, de Bertoz APM. Skeletal maturation analysis by morphological evaluation of the cervical vertebrae. *J Clin Pediatr Dent*. 2006;30(3):265–70.
127. Soegiharto BM, Cunningham SJ, Moles DR. Skeletal maturation in Indonesian and white children assessed with hand-wrist and cervical vertebrae methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Aug;134(2):217–26.
128. Ramírez-Velásquez M, Vilorio-Ávila TJ, Rodríguez DA, Rojas ME, Zambrano O. Maturation of cervical vertebrae and chronological age in children and adolescents. *Acta Odontol Latinoam*. 2018 Dec;31(3):125–30.
129. Rainey B-J, Burnside G, Harrison JE. Reliability of cervical vertebral maturation staging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2016 Jul;150(1):98–104.
130. Grave K, Townsend G. Cervical vertebral maturation as a predictor of the adolescent growth spurt. *Aust Orthod J*. 2003 Apr;19(1):25–32.
131. Lai EH-H, Liu J-P, Chang JZ-C, Tsai S-J, Yao C-CJ, Chen M-H, Chen Y-J, Lin C-P. Radiographic assessment of skeletal maturation stages for orthodontic patients: hand-wrist bones or cervical vertebrae? *J Formos Med Assoc*. 2008 Apr;107(4):316–25.
132. Chen J, Hu H, Guo J, Liu Z, Liu R, Li F, Zou S. Correlation between dental maturity and cervical vertebral maturity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 Dec;110(6):777–83.
133. Zhao X-G, Lin J, Jiang J-H, Wang Q, Ng SH. Validity and reliability of a method for assessment of cervical vertebral maturation. *Angle Orthod*. 2012 Mar;82(2):229–34.
134. Wong RWK, Alkhal HA, Rabie ABM. Use of cervical vertebral maturation to determine skeletal age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Oct;136(4):484.e1-6; discussion 484-485.
135. Predko-Engel A, Kaminek M, Langova K, Kowalski P, Fudalej PS. Reliability of the cervical vertebrae maturation (CVM) method. *Bratisl Lek Listy*. 2015;116(4):222–6.
136. Engel TP, Renkema A-M, Katsaros C, Pazera P, Pandis N, Fudalej PS. The cervical vertebrae maturation (CVM) method cannot predict craniofacial growth in girls

with Class II malocclusion. *The European Journal of Orthodontics*. 2016 Feb;38(1):1–7.

137. Gabriel DB, Southard KA, Qian F, Marshall SD, Franciscus RG, Southard TE. Cervical vertebrae maturation method: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Oct;136(4):478.e1-7; discussion 478-480.
138. Echevarría-Sánchez G, Arriola-Guillén LE, Malpartida-Carrillo V, Tinedo-López PL, Palti-Menendez R, Guerrero ME. Reliability of cephalograms derived of cone beam computed tomography versus lateral cephalograms to estimate cervical vertebrae maturity in a Peruvian population: A retrospective study. *Int Orthod*. 2020 Jan 31;
139. Tekin A, Cesur Aydın K. Comparative determination of skeletal maturity by hand-wrist radiograph, cephalometric radiograph and cone beam computed tomography. *Oral Radiol*. 2019 Sep 3;
140. Jaqueira LMF, Armond MC, Pereira LJ, Alcântara CEP de, Marques LS. Determining skeletal maturation stage using cervical vertebrae: evaluation of three diagnostic methods. *Braz Oral Res*. 2010 Dec;24(4):433–7.
141. Nestman TS, Marshall SD, Qian F, Holton N, Franciscus RG, Southard TE. Cervical vertebrae maturation method morphologic criteria: poor reproducibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Aug;140(2):182–8.
142. Khajah A, Tadinada A, Allareddy V, Kuo C-L, Nanda R, Uribe F. Influence of type of radiograph and levels of experience and training on reproducibility of the cervical vertebral maturation method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020 Feb;157(2):228–39.
143. Rongo R, Valleta R, Bucci R, Bonetti GA, Michelotti A, D'Antò V. Does clinical experience affect the reproducibility of cervical vertebrae maturation method? *The Angle Orthodontist*. 2015 Sep 1;85(5):841–7.
144. Bonfim MAE, Costa ALF, Fuziy A, Ximenez MEL, Cotrim-Ferreira FA, Ferreira-Santos RI. Cervical vertebrae maturation index estimates on cone beam CT: 3D reconstructions vs sagittal sections. *Dentomaxillofac Radiol*. 2016;45(1):20150162.
145. Joshi V, Yamaguchi T, Matsuda Y, Kaneko N, Maki K, Okano T. Skeletal maturity assessment with the use of cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Jun;113(6):841–9.
146. Choi Y-K, Kim J, Yamaguchi T, Maki K, Ko C-C, Kim Y-I. Cervical Vertebral Body's Volume as a New Parameter for Predicting the Skeletal Maturation Stages. *Biomed Res Int*. 2016;2016:8696735.

147. Alkan Ö, Aydoğan C, Akkaya S. Morphological comparison of cervical vertebrae in adult females with different sagittal craniofacial patterns: A cross-sectional study. *J Craniovertebr Junction Spine*. 2016 Sep;7(3):135–9.
148. Mito T, Sato K, Mitani H. Cervical vertebral bone age in girls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Oct;122(4):380–5.
149. Caldas M de P, Ambrosano GMB, Haiter Neto F. New formula to objectively evaluate skeletal maturation using lateral cephalometric radiographs. *Braz Oral Res*. 2007 Dec;21(4):330–5.
150. Caldas M de P, Ambrosano GMB, Haiter Neto F. Computer-assisted analysis of cervical vertebral bone age using cephalometric radiographs in Brazilian subjects. *Braz Oral Res*. 2010 Mar;24(1):120–6.
151. Gray S, Bennani H, Kieser JA, Farella M. Morphometric analysis of cervical vertebrae in relation to mandibular growth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2016 Jan;149(1):92–8.
152. Perinetti G, Caprioglio A, Contardo L. Visual assessment of the cervical vertebral maturation stages: A study of diagnostic accuracy and repeatability. *Angle Orthod*. 2014 Nov;84(6):951–6.
153. Chen L-L, Xu T-M, Jiang J-H, Zhang X-Z, Lin J-X. Quantitative cervical vertebral maturation assessment in adolescents with normal occlusion: a mixed longitudinal study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Dec;134(6):720.e1-720.e7; discussion 720-721.
154. Chen L, Liu J, Xu T, Long X, Lin J. Quantitative skeletal evaluation based on cervical vertebral maturation: a longitudinal study of adolescents with normal occlusion. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Jul;39(7):653–9.
155. Byun B-R, Kim Y-I, Yamaguchi T, Maki K, Ko C-C, Hwang D-S, Park S-B, Son W-S. Quantitative skeletal maturation estimation using cone-beam computed tomography-generated cervical vertebral images: a pilot study in 5- to 18-year-old Japanese children. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):2133–40.
156. Byun B-R, Kim Y-I, Yamaguchi T, Maki K, Son W-S. Quantitative assessment of cervical vertebral maturation using cone beam computed tomography in Korean girls. *Comput Math Methods Med*. 2015;2015:405912.
157. Ayach OA, Hadad R. Correlation between Cervical Vertebrae Volume Parameter and the Skeletal Maturation Status. *J Contemp Dent Pract*. 2018 Jun 1;19(6):662–8.
158. Shin SM, Kim Y-I, Choi Y-S, Yamaguchi T, Maki K, Cho B-H, Park S-B. The skeletal maturation status estimated by statistical shape analysis: axial images of Japanese cervical vertebra. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(3):20140323.

159. Perinetti G, Braga C, Contardo L, Primožic J. Cervical vertebral maturation: Are postpubertal stages attained in all subjects? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2020 Mar;157(3):305–12.
160. Prof. Dr. Axel Bumann, Dr. Daniel Heekeren, Dr. Julia Schumannm Dr, Mareike Simon, Dr. Manlio Mandirola. DVT in der Kieferorthopädie – wo stehen wir? *ZWP Online*. 2014 Dec 10;

Eidesstattliche Erklärung

„Ich, Sandra Maria Kurzal, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema „Vergleichende Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit zervikaler vertebraler Maturationsstadien in virtuellen seitlichen Fernröntgenbildern 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.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem Betreuer, angegeben sind. Sämtliche Publikationen, die aus dieser Dissertation hervorgegangen sind und bei denen ich Autor bin, 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, 25.09.2020

Sandra Maria Kurzal

Lebenslauf

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

Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt in erster Linie Herrn Prof. Dr. Axel Bumann für die Ermöglichung der Promotion, das entgegengebrachte Vertrauen und die hervorragende Betreuung während der Durchführung meiner Arbeit.

Des Weiteren danke ich den Mitarbeitern des MESANTIS® Röntgeninstitutes Berlin, insbesondere Herrn Sebastian Sohst und Frau Ramona Keilbach, die mit ihrem Fachwissen meine technischen Fragen geduldig beantwortet haben.

Ein ausgesprochener Dank gilt meinen Freunden Dr. Lars Bruno Vogt und Dr. Cathérine Louise Steinbach für ihre unermüdliche fachliche und moralische Unterstützung.

An dieser Stelle möchte ich außerdem meinem Bruder Marcin Kurzal für seine motivierenden Worte und sein stets offenes Ohr für meine Probleme danken.

Schließlich gilt ein besonderer Dank meinen Eltern, Renata und Hubert Kurzal, die mich in allen Lebensphasen unterstützt und meinen Werdegang ermöglicht haben. Ihnen widme ich diese Arbeit.