

Differenzierung der unterschiedlichen Abbildungsgeometrien
von analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildern

Zoran Ševkušić

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
ehem. Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson
Direktorin: Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Differenzierung der unterschiedlichen Abbildungsgeometrien
von analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildern

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

vorgelegt von
Zoran Ševkušić
aus München
2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson
2. Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Christoph Becker
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. Carl-Peter Cornelius
	Prof. Dr. Rainer Breul
Mitbetreuung durch den promov. Mitarbeiter:	Dr. Thomas Sagner
Dekan:	Prof. Dr. Dr. h. c. M. Reiser, FACR
Tag der mündlichen Prüfung:	28. Oktober 2008

Sapere aude!

Immanuel Kant

Meinen Eltern in Liebe gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht und Stand der Technik	3
2.1.	Bilderzeugung in der medizinischen Röntgendiagnostik	3
2.1.1.	Grundlagen der Strahlenphysik	3
2.1.2.	Physikalisch-technische Grundlagen der Strahlenerzeugung	4
2.1.3.	Wechselwirkungen der Röntgenstrahlen mit Materie	6
2.2.	Grundlagen der Röntgenbildgebung	7
2.2.1.	Wechselwirkung der Röntgenstrahlen mit Wandlermedien	8
2.2.2.	Allgemeine Grundlagen der analogen Bildgebung	9
2.2.3.	Allgemeine Grundlagen der digitalen Bildgebung	10
2.2.3.1.	Halbleiterbasierte Festkörpersensoren	10
2.2.3.1.1.	Charge-Coupled-Device-(CCD)-Festkörpersensoren	11
2.2.3.1.2.	Scan-Drift-Mode	13
2.2.3.2.	Bilddarstellung digitaler Röntgenbilder	14
2.3.	Eigenschaften medizinischer Röntgenbilder	16
2.3.1.	Projektionsbedingte Bildeigenschaften	17
2.3.2.	Einfluss des Scan-Drift-Mode auf die Abbildungsgeometrie	18
2.4.	Vergleichende Untersuchungen analoger und digitaler Fernröntgenbilder	19
3.	Problemstellung und Ziele der Arbeit	23
4.	Material und Methoden	24
4.1.	Entwurf eines mathematischen Modells zur Differenzierung der analogen und digitalen Abbildungsgeometrien von Fernröntgenseitenbildern	24
4.1.1.	Vektoranalytische Darstellung der Abbildungsgeometrie bei Zentralprojektion	24
4.1.1.1.	Einführung eines kartesischen Koordinatensystems	24
4.1.1.2.	Vergrößerungsfaktor	25
4.1.1.3.	Polarkoordinatendarstellung	26
4.1.2.	Abbildungsgeometrie der konventionellen Röntgentechnik	27
4.1.2.1.	Vergrößerungsfaktor	27
4.1.2.2.	Vergrößerungsvektor	28

4.1.2.2.1.	Richtung des Vergrößerungsvektors	28
4.1.2.2.2.	Länge des Vergrößerungsvektors	28
4.1.2.3.	Abbildevektor	29
4.1.2.3.1.	Richtung des Abbildevektors	29
4.1.2.3.2.	Länge des Abbildevektors	29
4.1.2.4.	Abbildebeziehung der konventionellen Röntgentechnik	30
4.1.3.	Abbildungsgeometrie bei digitaler Röntgenbildgebung	30
4.1.3.1.	Vergrößerungsfaktor	30
4.1.3.1.1.	Vergrößerung in horizontaler Richtung bei Signalerfassung	30
4.1.3.1.2.	Algorithmische Entzerrung in vertikaler Richtung	31
4.1.3.2.	Vergrößerungsvektor	32
4.1.3.2.1.	Richtungswinkel des Vergrößerungsvektors	32
4.1.3.2.1.1.	Sensornahe Objektpunkte	32
4.1.3.2.1.2.	Fokusnahe Objektpunkte	33
4.1.3.2.1.3.	Objektpunkte der Mediansagittalebene	34
4.1.3.2.2.	Länge des Vergrößerungsvektors	34
4.1.3.3.	Abbildevektor	36
4.1.3.3.1.	Richtung des Abbildevektors	36
4.1.3.3.2.	Länge des Abbildevektors	36
4.1.3.4.	Abbildebeziehung der digitalen Röntgentechnik	37
4.1.4.	Differenzierung der analogen und digitalen Abbildegeometrie	37
4.1.4.1.	Unterschied zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsfaktoren	37
4.1.4.1.1.	Differenz der horizontalen Vergrößerungskomponenten	37
4.1.4.1.2.	Differenz der vertikalen Vergrößerungskomponenten	37
4.1.4.2.	Unterschied zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsvektoren	38
4.1.4.2.1.	Differenz der horizontalen Vektorkomponenten	38
4.1.4.2.2.	Differenz der vertikalen Vektorkomponenten	38
4.1.4.3.	Darstellung der Verzerrung	38
4.1.4.4.	Quantifizierung der Verzerrung	39
4.2.	Empirische Überprüfung	39
4.2.1.	Röntgengeräte	39
4.2.1.1.	Funktionsweise des Orthophos C [®]	39

4.2.1.2.	Funktionsweise des Orthophos Plus DS Ceph [®]	40
4.2.1.2.1.	Signalerfassung	40
4.2.1.2.2.	Bilddarstellung	41
4.2.1.3.	Funktionsweise des Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	42
4.2.1.3.1.	Signalerfassung	42
4.2.1.3.2.	Bilddarstellung	43
4.2.2.	Prüfobjekte	43
4.2.2.1.	Konstruktion eines geometrischen Prüfkörpers	43
4.2.2.2.	Quelle und Vorbereitung menschlicher Schädelpräparate	46
4.2.3.	Versuchsaufbau	47
4.2.3.1.	Vorbereitung des Prüfkörpers zum Röntgen	47
4.2.3.2.	Vorbereitung der menschlichen Schädelpräparate	48
4.2.4.	Erstellung der Röntgenbilder	50
4.2.4.1.	Fernröntgenseitenbilder des Prüfkörpers	50
4.2.4.2.	Fernröntgenseitenbilder der Schädelpräparate	51
4.2.4.3.	Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos C [®]	52
4.2.4.4.	Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos Plus DS Ceph [®]	52
4.2.4.5.	Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	53
4.2.5.	Computerunterstützte Vermessung der Fernröntgenseitenbilder	53
4.2.5.1.	Import der Röntgenbilder in FR-WIN [®] 6.0	53
4.2.5.2.	Vermessung der Prüfkörperröntgenbilder	53
4.2.5.2.1.	Anlegen einer neuen Analyse	53
4.2.5.2.2.	Datenexport	54
4.2.5.2.3.	Transformation der Datensätze	54
4.2.5.2.3.1.	Koordinatenursprungstransformation	54
4.2.5.2.3.2.	Anpassung der Bildkalibrierung	55
4.2.5.2.3.3.	Angleichen der Vergrößerungsfaktoren	55
4.2.5.3.	Vermessung der Schädelröntgenbilder	56
4.2.5.3.1.	Anlegen einer neuen Analyse	56
4.2.5.3.2.	Datenexport	57
4.2.5.3.3.	Auswahl kephalometrischer Variablen	57
4.2.6.	Statistische Verfahren	59
4.2.6.1.	Vergleich analoger und digitaler Prüfkörperröntgenbilder	59
4.2.6.2.	Vergleich analoger und digitaler Schädelröntgenbilder	60

5.	Ergebnisse	61
5.1.	Mathematisches Modell	61
5.1.1.	Unterschied zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsfaktoren	61
5.1.1.1.	Differenz der horizontalen Vergrößerungskomponenten	61
5.1.1.2.	Differenz der vertikalen Vergrößerungskomponenten	61
5.1.2.	Unterschiede zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsvektoren	63
5.1.2.1.	Differenz der horizontalen Vektorkomponenten	63
5.1.2.2.	Differenz der vertikalen Vektorkomponenten	63
5.1.3.	Darstellung der Verzerrung	63
5.1.4.	Unterschiede zwischen analogem und digitalem Abbilverhalten	64
5.1.4.1.	Konventionelle Abbildung des Orthophos C [®]	65
5.1.4.2.	Digitale Abbildung des Orthophos Plus DS Ceph [®]	66
5.2.	Prüfkörper	67
5.2.1.	Vergleich zwischen Orthophos C [®] und Orthophos Plus DS Ceph [®]	67
5.2.1.1.	Paarweiser Vergleich horizontaler Bildkoordinaten	67
5.2.1.1.1.	Absolute Differenzen der x-Komponente	68
5.2.1.1.2.	Relative Differenzen der x-Komponente	69
5.2.1.1.3.	Lineare Regression	71
5.2.1.2.	Paarweiser Vergleich vertikaler Bildkoordinaten	72
5.2.1.2.1.	Absolute Differenzen der z-Komponente	72
5.2.1.2.2.	Relative Differenzen der z-Komponente	73
5.2.2.	Vergleich zwischen Orthophos C [®] und Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	75
5.2.2.1.	Paarweiser Vergleich horizontaler Bildkoordinaten	76
5.2.2.1.1.	Absolute Differenzen der x-Komponente	76
5.2.2.1.2.	Relative Differenzen der x-Komponente	78
5.2.2.1.3.	Lineare Regression	80
5.2.2.2.	Paarweiser Vergleich vertikaler Bildkoordinaten	81
5.2.2.2.1.	Absolute Differenzen der z-Komponente	81
5.2.2.2.2.	Relative Differenzen der z-Komponente	82
5.2.2.2.3.	Lineare Regression	84
5.3.	Exemplarischer Vergleich der kephalometrischen Auswertung der Schädelpräparate	85

5.3.1.	Deskriptive Statistik	86
5.3.1.1.	Differenzen zwischen Orthophos C [®] und Orthophos Plus DS Ceph [®]	86
5.3.1.2.	Differenzen zwischen Orthophos C [®] und Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	86
5.3.2.	Mittelwerte der Abweichungen	87
5.4.	Überlagerung eines analogen und digitalen Fernröntgen-seitenbildes	87
6.	Diskussion	90
6.1.	Diskussion von Material und Methode	90
6.1.1.	Konstruktion des Prüfkörpers	90
6.1.2.	Auswahl und Vorbereitung der Schädelpräparate	91
6.1.3.	Versuchsaufbau	92
6.1.3.1.	Justierung des Zentralstrahls	92
6.1.3.2.	Positionierung der Prüfobjekte	92
6.1.3.2.1.	Transversale Ausrichtung	93
6.1.3.2.2.	Ausrichtung in der Lateralebene	93
6.1.4.	Aufbereitung des Datenmaterials	94
6.1.4.1.	Objektpunktkoordinaten des Prüfkörpers	94
6.2.	Diskussion der Ergebnisse	95
6.2.1.	Prüfkörper	95
6.2.1.1.	Vergleich Orthophos C [®] und Orthophos Plus DS Ceph [®]	95
6.2.1.1.1.	Vergleich der horizontalen Komponenten	95
6.2.1.1.2.	Vergleich der vertikalen Komponenten	96
6.2.1.2.	Projektionsgeometrie des Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	96
6.2.1.3.	Vergleich Orthophos C [®] und Orthophos XG ^{Plus} Ceph [®]	97
6.2.1.3.1.	Vergleich der horizontalen Komponenten	97
6.2.1.3.2.	Vergleich der vertikalen Komponenten	98
6.2.1.3.3.	Interpretation der Abweichungen	98
6.2.2.	Schädelpräparate	99
6.2.3.	Röntgenbildüberlagerung	100
6.3.	Vergleich mit Untersuchungen in der Fachliteratur	100
7.	Schlussfolgerung	103
8.	Zusammenfassung	105
8.1.	Summary	107

9.	Literaturverzeichnis	109
10.	Abbildungsverzeichnis	121
11.	Anhang	122
12.	Danksagungen	134
13.	Lebenslauf	135

1. Einleitung

Kieferorthopädie wird definiert als die Lehre vom Erkennen, Beurteilen und Behandeln von Dysgnathien und damit von Gebiss- und Kieferanomalien, die sich aus Fehlstellungen der Zähne, Kieferdeformationen sowie falscher Bisslage zusammensetzen [26].

Im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik, Behandlungsplanung und -überwachung ist neben Panoramaschichtaufnahmen die Anfertigung von Fernröntgenseitenbildern unverzichtbar. Diese erlauben im Rahmen der Kephalometrie eine schädelbezügliche Lage- und Größenbestimmung der Kieferbasen, Messungen der Achsenstellung der Front- und Seitenzähne, metrische Analysen der Gesichtsschädelstrukturen, Differenzierung skelettaler und dentoalveolärer Anomalien und Entwicklungen sowie eine Bestimmung und Voraussage von Richtung und Ausmaß der wachstums- bzw. therapiebedingten Veränderungen des Gesichtsschädels [118].

Eine der ältesten dokumentierten Analysen innerer Strukturen eines sagittal geschnittenen Schädels zur Beurteilung craniofacialer Beziehungen erfolgte durch Leonardo da Vinci (1452-1519) nach den Kriterien von Harmonie und Schönheit [36]. Die erste seitliche Röntgenaufnahme des Kopfes wurde im Jahr 1922 von PACINI und PERERA erstellt [75], [85]. Mit Einführung einer standardisierten Aufnahmetechnik durch HOFRATH [48] und BROADBENT [20] im Jahr 1931 war der Grundstein für röntgenkephalometrische Analysen in der Lateral- und Frontalebene gelegt, so dass es mit Erstellung der Bolton-Standards als Referenzwerte einer eugnathen Schädelanatomie durch BROADBENT sen. [21] durch Messungen am Fernröntgenseitenbild möglich wurde, Art und Ausmaß einer Dysgnathie einzuschätzen.

Die Weiterentwicklung der Röntgentechnik und die Einführung der digitalen Radiologie in den Praxisalltag des kieferorthopädisch tätigen Arztes brachte sowohl dem Patienten - durch Reduktion der Strahlenbelastung - als auch dem Behandler - durch Effizienzsteigerung und Kosteneinsparung - große Vorteile [37].

Verschiedene digitale Abbildesysteme, basierend auf Halbleitertechnologie, verwenden gegenwärtig eine neuartige Methode zur Erstellung von Fernröntgenaufnahmen, bei der der Patientenkopf nicht, wie bei bisherigen konventionellen Verfahren, mit einem kegelförmigen Strahlenfeld durchleuchtet,

Einleitung

sondern im sogenannten Scan-Drift-Mode-Verfahren durch Röntgenstrahlen zeilenweise aufgenommen wird.

Eine derartige Aufnahmemodalität lässt jedoch, im Vergleich zur Zentralprojektion, eine andersartige Projektionsgeometrie vermuten. Das Verstehen der physikalischen und technischen Faktoren der Bilderzeugung ist nach LAUBENBERGER [58] eine Voraussetzung für die kritische Wertung der im Bild auftretenden Informationen, insbesondere wenn sie die Grundlage medizinischer Röntgendiagnostik bilden und auf ihnen therapeutische Konsequenzen basieren.

Diese Arbeit will daher zum einen grundsätzlich klären, ob und inwiefern sich die radiographische Projektionsgeometrie des Scan-Drift-Mode-Verfahrens der digitalen Aufnahmetechnik von der Zentralprojektion konventioneller Abbilderverfahren und damit verbunden die Bildinformation analoger von der digital erstellter Fernröntgenseitenbilder unterscheidet. Zum anderen soll untersucht werden, wie sich im Falle einer unterschiedlichen Projektionsgeometrie Abweichungen analoger und digitaler Bildinhalte auf die kephalometrische Fernröntgenseitenanalyse auswirken können.

2. Literaturübersicht und Stand der Technik

2.1 Bilderzeugung in der medizinischen Röntgendiagnostik

Für das Verständnis der Bilderzeugung in der medizinischen Röntgendiagnostik soll zunächst eine kurze Beschreibung der elektromagnetischen Strahlung als mediale Grundlage und der physikalisch-technische Aufbau einer Röntgenröhre als Strahlenquelle folgen. Anschließend wird auf die Modulation der Strahlung mit Materie eingegangen, die sich letzten Endes als Informationsgehalt in Form des Röntgenbildes manifestiert.

2.1.1. Grundlagen der Strahlenphysik

Unter dem Begriff Strahlung versteht man den räumlich gerichteten Transport von Energie, Materie oder von beidem [80]. Neben der Korpuskularstrahlung, bei der die Energie in Form von Masseteilchen, wie zum Beispiel Heliumkernen (α -Teilchen) oder Elektronen (β -Teilchen), transportiert wird, erfolgt dies bei elektromagnetischer Strahlung in Form von sinusförmigen Wellen, die durch periodischen Auf- und Abbau elektrischer und magnetischer Feldstärken entstehen [46]. Elektromagnetische Wellen benötigen kein Trägermedium und breiten sich im Vakuum mit Lichtgeschwindigkeit aus. Im Jahr 1900 postulierte Max Planck die Proportionalität von Strahlungsenergie zu ihrer Frequenz, womit nach Einstein die Eigenschaft der Strahlung maßgeblich durch ihre Wellenlänge bestimmt wird [18].

$$E = h \cdot \nu = h \cdot \frac{c}{\lambda}$$

E = Photonenenergie [keV]; h = Planck'sches Wirkungsquantum = $6,6260755 \cdot 10^{-34}$ J·s;

ν = Schwingungsfrequenz der Welle [1/s]; c = Lichtgeschwindigkeit im Vakuum = $2,998 \cdot 10^8$ m/s;

λ = Wellenlänge [m]

Durch Verschmelzung der Quantentheorie mit der Relativitätstheorie wird jedes materielle oder nicht-materielle Teilchen als quantisierte Manifestation eines bestimmten Feldes angesehen, wobei als Quant des elektromagnetischen Feldes das Photon gilt [46]. Das Spektrum der Photonenstrahlung erstreckt sich über einen weiten Bereich von Quantenenergien, von den energiearmen Radiowellen über Infrarot, sichtbares Licht, Ultraviolett, energiereiche Röntgen- und Gammastrahlen

bis hin zur kosmischen Strahlung. Ihr gemeinsames Unterscheidungsmerkmal ist allein ihre Wellenlänge.

Mit den von Wilhelm Conrad Röntgen im Jahr 1895 entdeckten X-Strahlen [12], [88] bezeichnet man heute Wellen des elektromagnetischen Spektrums im Wellenlängenbereich zwischen 10^{-8} m und 10^{-11} m. Sie entstehen in der Natur als γ -Strahlung beim Zerfall radioaktiver Elemente, sind Bestandteil der kosmischen Höhenstrahlung und werden im Rahmen der medizinischen Diagnostik mit Röntgenröhren erzeugt [67].

In der Röntgendiagnostik spielt der Wellencharakter der Strahlung eine untergeordnete Rolle, vielmehr dominiert hier der Aspekt der Energieübertragung. Trifft Strahlung auf Materie, kommt es im System der Atomhülle des bestrahlten Objekts zu Wechselwirkungen mit den gebundenen Elektronen oder dem elektrischen Feld des Atomkerns. Diese Wechselwirkungen zwischen Strahlung und Materie spielen in der Medizin in zweierlei Hinsicht eine wichtige Rolle. Zum einen beruht das grundlegende Prinzip aller medizinischen Röntgenabbildungsverfahren auf der Durchdringungsfähigkeit von Röntgenstrahlen und ihrer Schwächung beim Durchgang durch die Materie des menschlichen Körpers [22]. Zum anderen sind der Röntgendiagnostik durch die biologischen Wirkungen ionisierender Strahlung mit potentieller Schädigung der genetischen Information von Gewebszellen deutliche Grenzen gesetzt. Infolge von Anregungen und Ionisationen kann es im getroffenen Atom eines Biomoleküls zu direkten oder indirekten Schäden der Zelle kommen, die zu Mutationen führen und damit eine maligne Transformation der Zelle induzieren oder im Zelltod enden können [91].

Im Bewusstsein der Ambivalenz von schädigender Wirkung der Röntgenstrahlen und wertvollem diagnostischen Informationsgewinn ist es daher ein permanentes Bestreben der methodischen Forschung, diese engen Grenzen auszuloten und neue Wege zu beschreiten. PASLER [81] formuliert als Ziel einer Qualitätssicherung in der zahnmedizinischen Radiologie, mit einem Minimum an Strahlenexposition ein Maximum an Bildinformation zu erreichen.

2.1.2. Physikalisch-technische Grundlagen der Strahlenerzeugung

Seit den Anfängen im Jahre 1895 hat sich der technische Aufbau einer Röntgenröhre stark gewandelt, gleichwohl basieren die heutigen Geräte nach wie vor auf denselben physikalischen Grundprinzipien [7], [41], [60]. In einer Hochvakuumröhre

wird über ein Elektrodenpaar durch Anlegen einer Hochspannung von 50 bis 100 Kilovolt ein starkes elektrisches Feld erzeugt. Die negative Elektrode (Katode), bestehend aus einer Heizspirale, ist dabei in einen negativ geladenen (Wehnelt-) Zylinder eingebettet, der eine, zur positiven Elektrode (Anode) weisende, spaltförmige Austrittsöffnung besitzt. Mit einem Heizstrom von 4 bis 9 Ampère wird der wendelförmige Wolframdraht der Heizspirale auf eine Temperatur von etwa 2000°C erhitzt, wobei durch den damit induzierten thermoelektrischen Effekt negative Ladungsträger (Elektronen) emittiert werden, deren Menge proportional zur Heizstromstärke ist. Aufgrund der negativen Ladung des Wehneltzylinders wird die entstandene Elektronenwolke zum Katodenstrahl gebündelt und durch die Potentialdifferenz der Röhrenspannung im induzierten elektrischen Feld der Hochvakuumröhre auf die Anode hin beschleunigt. Durch die Bündelung hat der Wehneltzylinder die Wirkung einer elektrostatischen Linse und erzeugt auf der Anode einen Brennfleck, dessen Mittelpunkt als Fokus bezeichnet wird [89].

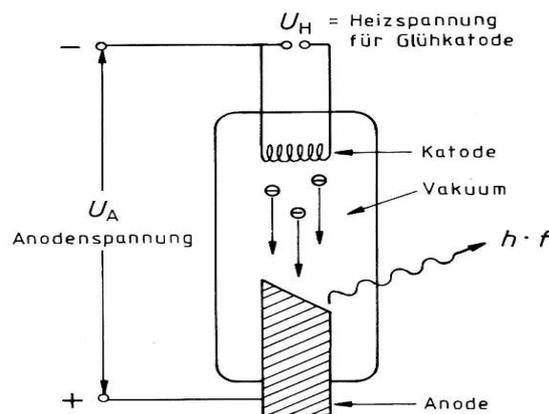


Abb. 2.1: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre [A7]

Die nahezu auf Lichtgeschwindigkeit beschleunigten Elektronen werden beim Auftreffen und Eindringen in das Anodenmaterial abrupt gebremst und übertragen ihre Bewegungsenergie auf ein in den Kupferblock der Anode eingelassenes Wolframplättchen. Dabei auftretende physikalische Wechselwirkungen der Elektronen mit dem Material der Anode bestehen im Wesentlichen aus drei Vorgängen: Quantitativ überwiegt eine Umwandlung der kinetischen Energie in Wärmeenergie, wobei etwa 99 % aller Elektronen beim Eindringen in das Anodenmaterial ihre gesamte Energie verlieren. Die beiden anderen physikalischen Prozesse tragen zur Gewinnung von Röntgenstrahlen bei. Zum einen kommt die schnelle Abbremsung der Elektronen durch das Feld der Atomkerne des

Anodenmaterials zur Geltung. Man erhält hierbei Röntgenstrahlen unterschiedlicher Wellenlängen und spricht beim resultierenden Röntgenstrahlenspektrum von Bremsstrahlung [90]. Daneben besteht der Effekt der Eigenstrahlung der Materie. Dieser vom Anodenmaterial abhängige Prozess bezeichnet elastische Stöße der Katodenstrahlelektronen mit den Elektronen der Wolframatome. Die dabei freiwerdende Energie wird als charakteristische Röntgenstrahlung bezeichnet [22]. Derart erzeugte Röntgenstrahlen werden radiär von der Anode emittiert und können das bleiummantelte Gehäuse der Röntgenröhre nur über ein enges Fenster mit nachgeschalteter Blende als kegelförmiges Strahlenbündel verlassen. Das Strahlenbündel ist somit ein inhomogenes Gemisch aus kurz- und langwelligen Strahlen. Langwellige, energiearme Photonen werden durch die Körperoberfläche des Menschen vollständig absorbiert. Da sie den Körper nicht zu Durchdringen vermögen, tragen sie nicht zur Bildgestaltung bei, sondern erhöhen durch ihre ionisierende Wirkung den potentiellen Anteil der Gewebeschädigung. Sie besitzen keinen diagnostischen Nutzen und werden daher durch Aluminiumfilter aus dem Strahlenbündel eliminiert. Zusammen mit der Verkleinerung des Bestrahlungsfeldes mittels Bleiblenen auf ein erforderliches Minimum wird eine weitere Reduktion der Strahlenexposition und damit eine Senkung der Strahlendosis erreicht [82].

2.1.3. Wechselwirkungen der Röntgenstrahlen mit Materie

Das bestimmende Prinzip radiologischer Abbildungsverfahren beruht auf der quantenphysikalischen Eigenschaft der sich als Transversalwelle ausbreitenden Röntgenquanten, aufgrund ihrer niedrigen Amplitude und ihrer kurzwelligen und damit energiereichen Natur, Materie zu durchdringen, um darauf folgend das Ausmaß des bei diesem Prozess resultierenden Energieverlustes mittels Röntgendetektoren aufzuzeichnen. Betrachtet man den Energiefluss von Röntgenstrahlen, so stellt man fest, dass aufgrund ihrer divergenten Ausbreitung vom Fokus die Photonenflussdichte im Strahlenfeld mit dem Quadrat des Abstandes von der Strahlungsquelle abnimmt [22].

Neben diesem durch die Divergenz bedingten Intensitätsverlust kommt es bei der Bestrahlung eines Objekts zu quantenphysikalischen Wechselwirkungen mit der Materie, die zu weiteren Energieverlusten der Röntgenquanten führen. Trifft dabei ein Photon in den Atomhüllen auf ein Elektron, so kann dieses auf eine höhere Schale befördert, also das Atom angeregt, oder ganz aus dem Atomverband gelöst

werden. Letzteres bezeichnet man als Photoeffekt. Ist der Energieverlust des Röntgenquants in diesem Fall derart groß, dass es aufhört zu existieren, so spricht man von Absorption, andernfalls von Streuung [59].

Diese beim Durchdringen von Materie entstehenden Energieverluste der Röntgenquanten bezeichnet man in ihrer Gesamtheit als Schwächung der Strahlenintensität. Die Abnahme der Energieflussdichte erfolgt dabei exponentiell und wird quantitativ mit dem allgemeinen Schwächungsgesetz beschrieben [69]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

I = Energieflussdichte [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]; I_0 = Ausgangsintensität [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$];

μ = Schwächungskoeffizient [m^{-1}]; d = Dicke des Volumenelements [m]

Um einen Informationsgewinn für die radiologische Diagnostik zu erhalten, sind unterschiedliche Schwächungskoeffizienten der verschiedenen Gewebearten eine *conditio sine qua non*. Die Generierung von Röntgenbildern beruht damit auf der Abschwächung des Strahlenfeldes durch die jeweils unterschiedlich stark absorbierenden Bereiche des abzubildenden Objekts. Hinter dem Objekt entsteht infolgedessen ein strukturiertes Strahlenbild, das im weiteren Verlauf durch unterschiedliche Bildgebungsverfahren sichtbar gemacht wird [70].

2.2. Grundlagen der Röntgenbildgebung

Unter dem Begriff der Bildgebung versteht man die Aufzeichnung und Sichtbarmachung des dem menschlichen Auge nicht direkt zugänglichen Strahlenbildes [70]. Hierfür kommen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unterschiedliche Röntgenbilddetektoren zum Einsatz, wobei primär zwischen analogen und digitalen Aufzeichnungsverfahren unterschieden wird. Zur analogen oder konventionellen Technik zählt man als das älteste und nach wie vor weltweit am häufigsten genutzte Verfahren die fotografische Aufzeichnung des Strahlenbildes. Als Empfangssystem dienen Röntgenfilme in Verbindung mit Verstärkerfolien, so dass für diese Detektormodalität der Ausdruck Film-Folien-System gebräuchlich ist. Bei digitalen Systemen der Panorama- und Fernröntgendiagnostik unterscheidet man in erster Linie zwischen der Speicherfolientechnologie im Rahmen der digitalen Lumineszenzradiographie und den halbleiterbasierten Flachdetektoren [51]. Da das Hauptaugenmerk vorliegender Studie auf Bildempfangssystemen mit halbleiterbasierten Festkörpersensoren ruht, wird für das Prinzip der Speicherfolien

auf weiterführende Fachliteratur verwiesen. Um die Unterschiede der hier zur Anwendung kommenden Detektormodalitäten aufzuzeigen, soll zunächst in Grundzügen auf die allgemeinen physikalischen Grundlagen der Wandlermedien in den verschiedenen Aufzeichnungsverfahren eingegangen und im Anschluss daran sollen ihre spezifischen Wesensmerkmale aufgezeigt werden.

2.2.1. Wechselwirkungen der Röntgenstrahlen mit Wandlermedien

Bei jedem Abbildungsverfahren versucht man zur Steigerung der Quantennachweiseffizienz die Quantenausbeute bei der Detektion von Röntgenstrahlung mit Hilfe von Wandlersystemen zu erhöhen, indem diese die Röntgenstrahlung absorbieren und in eine andere Energieform überführen, die letztendlich als neuer Träger der Bildinformation fungiert und auf dem weiteren Weg der Bildwiedergabe verarbeitet wird. Unabhängig von den einzelnen Aufzeichnungssystemen besteht der erste Schritt jedes bildgebenden Verfahrens darin, das durch den Patienten modulierte Strahlungsbild in einem Wandlermedium zu absorbieren. Trotz der Vielfalt unterschiedlicher Detektorsysteme geschieht dies in den meisten Fällen nach dem Prinzip der Photoabsorption. Bei diesem Vorgang löst das einstrahlende Röntgenphoton ein Elektron aus der Schale eines Atoms des Bildwandlers. Das herausgeschlagene Photoelektron übernimmt dabei die Energie des Röntgenquants, vermindert um die Bindungsenergie des Elektrons in der Atomhülle, so dass das Photon seine gesamte Energie verliert und aufhört zu existieren. Das entstandene Loch in der Atomschale wird durch Elektronen energetisch niedriger Zustände aufgefüllt, so dass es sich schließlich auf der äußersten Schale befindet und somit ein positiv geladener Atomrumpf, allgemein als hole (h^+) bezeichnet, entsteht. Im weiteren Verlauf gibt das Photoelektron durch Stoßprozesse seine kinetische Energie ab, indem es andere Atome anregt oder selbst weitere freie Elektronen erzeugt.

Durch die Photoabsorption werden auf diese Weise verschiedene Ladungsträger generiert. Neben den Photoelektronen sind dies die positiv geladenen Atomrümpfe sowie energetisch angehobene Elektronen. Die Energie dieser sich in angeregtem Zustand befindlichen Elektronen wird auf unterschiedliche Weise umgesetzt. Zum einen wird sie in Form von Phononen, also Gitterschwingungen, an die Umgebung abgegeben, wobei die diesbezügliche Wärmetönung unmessbar klein ist. Zum anderen erfolgt eine Umwandlung der überschüssigen Energie in elektromagnetische

Strahlung im sichtbaren Bereich. Nach dem Schritt der Photoabsorption stehen damit prinzipiell drei Träger der Informationen zur Verfügung: freie Photoelektronen, positiv geladene Atomrümpfe und elektromagnetische Strahlung im sichtbaren Bereich. Sowohl die Film-Folien-Systeme wie auch halbleiterbasierte Festkörpersensoren verarbeiten das entstandene Lichtsignal [119]. Auf dem Weg zur Sichtbarmachung des Röntgenbildes erfolgt die Weiterverarbeitung des erzeugten Lichtsignals bei diesen Aufzeichnungssystemen allerdings auf äußerst unterschiedliche Weise.

2.2.2. Allgemeine Grundlagen der analogen Röntgenbildgebung

Bei konventionellen Bildgebungsverfahren kommen Röntgenfilme zum Einsatz, deren mehrschichtiger Aufbau in Abbildung 2.2 dargestellt ist. Auf einer Polyester-Trägerfolie ist beidseits eine hochempfindliche Emulsionsschicht mit Silberhalogensalzen aufgebracht. Treffen Röntgenquanten auf die eingelagerten Silberbromidkristalle, so sind sie in der Lage, die Bromionen zu oxidieren. Dabei freiwerdende Elektronen werden im Gegenzug durch die Silberionen reduziert, die sich als schwarze, metallische Silberkörner manifestieren. Durch die Verteilung aus entwickelbaren und nicht entwickelbaren Silberkeimen entsteht ein latentes Bild, das durch weitere Schritte der Filmentwicklung sichtbar gemacht wird.

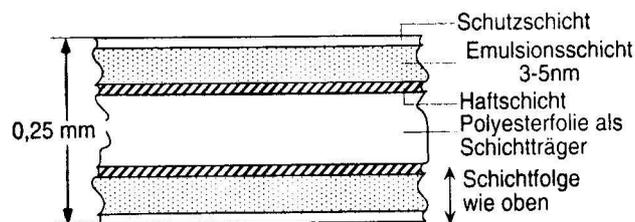


Abb. 2.2: Röntgenfilmaufbau [A2]

Die Einführung von Verstärkerfolien als Wandlermedien führte zu einer Erhöhung der Quantennachweiseffizienz und damit zu einer Reduktion des Dosisbedarfs. Das Wirkungsprinzip von Verstärkerfolien basiert auf der Lumineszenzfähigkeit bestimmter kristalliner Stoffe. Gewisse Metallsalze, wie das bereits 1896 von Edison verwendete und zum Teil auch heute noch gebräuchliche Calciumwolframat (CaWO_4), leuchten bei entsprechender Anregung bereits als reiner Stoff [27]. Gegenwärtig finden jedoch überwiegend andere Leuchtstoffe, wie seltene Erden (Lanthanide), mit verbesserten Eigenschaften Verwendung [29]. Sie erhalten ihre Leuchtfähigkeit erst durch Einbau von Fremdatomen, so genannten Aktivatoren, in

das Kristallgitter. Dabei werden in der Regel Oxide von Lanthan, Yttrium und Gadolinium eingesetzt, mit Europium oder Terbium als Aktivatoren dotiert [38].

Bei der Anwendung von Film-Folien-Systemen wird der Röntgenfilm auf der Vorder- und Rückseite mit jeweils einer, mit derartigen Leuchtstoffen beschichteten, Verstärkerfolie kombiniert. Neben der eigentlichen photochemischen Reaktion der Silberbromidkristalle mit den Röntgenstrahlen kommt es zu einer weiteren mit den aus dem Leuchtstoff emittierten Lichtquanten. Diese reduzieren ebenfalls die Silberbromidkristalle der Emulsionsschicht. Der Anteil der Schwärzung des Röntgenfilms durch Lichtquanten beträgt dabei etwa 95 %, so dass durch den Einsatz der Film-Folien-Kombination eine Dosisreduktion von 90 % bis zu 98 % erreicht wird [28].

Das analoge Röntgenbild kann somit als ortsabhängige Dosisleistungsverteilung von Röntgenquanten in Form von Silberkörnern verstanden werden, aus deren unterschiedlicher Dichteverteilung sich die Graustufen im Bild ergeben. Dabei kommt dem Röntgenfilm eine weitaus größere Bedeutung zu als ausschließlich die des Bildempfängers, da er überdies als Darstellungs- und Speichermedium dient.

2.2.3. Allgemeine Grundlagen der digitalen Bildgebung

Fortschritte in der Halbleiter- und Computertechnologie ebneten den Weg für digitale Verfahrenstechniken in der medizinischen Radiologie. Unter *digitaler Radiographie* versteht man allgemein die Aufzeichnung und Darstellung des Strahlenbildes mit Mitteln elektronischer Datenverarbeitung [76]. Entsprechend der analogen Aufnahmetechnik werden Röntgenstrahlen mit einer Röntgenröhre erzeugt. Das nach Durchdringen des Objekts modifizierte Strahlenfeld wird hingegen mit einem elektronischen Medium als digitaler Datensatz erfasst, mit Hilfe der Datenverarbeitung bearbeitet und dargestellt. Die Bezeichnung „digital“ steht für die Codierung der Bildinformation in Form einer binären Abfolge der Ziffern 0 und 1, welche die elementare Basisinformation jedes halbleiterbasierten Datenverarbeitungssystems bildet.

2.2.3.1. Halbleiterbasierte Festkörpersensoren

Aufgrund unterschiedlicher Prozesse bei der Umwandlung der Röntgenstrahlung in den jeweiligen Wandlermedien erfolgt bei digitalen Flachdetektoren eine Unterteilung

in direkte und indirekte Detektoren [51]. Wie in 2.2.1. erläutert, stehen im Wandlermedium nach den Wechselwirkungen mit Röntgenstrahlen grundsätzlich verschiedene Informationsträger für die weitere Bildverarbeitung zur Verfügung. Detektoren mit Selen als Wandlerschicht zählt man zu den direkten Detektoren, da durch die absorbierte Energie der Röntgenstrahlung ein Elektronen-Loch-Paar erzeugt wird, welches durch elektrische Spannung getrennt und unmittelbar in Ladungsträger umgewandelt wird [47]. Im Gegensatz dazu zählt man die vorwiegend in den dentalen Radiographiesystemen mit Charge-Coupled-Device-(CCD)-Festkörpersensoren zum Einsatz kommenden Flachdetektoren auf der Basis von Cäsiumjodid (CsJ) oder Gadoliniumoxidsulfid mit Terbium dotiert ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), angesichts eines optischen Zwischensignals bei der Bilderfassung, zu den indirekten Detektoren. Die in dieser Arbeit zur Anwendung kommenden digitalen Röntgensysteme basieren auf letztgenannten CCD-Sensoren. Ihr Funktionsprinzip soll im Folgenden näher betrachtet werden.

2.2.3.1.1 Charge-Coupled-Device-(CCD)-Festkörpersensoren

CCD-Festkörperdetektoren sind Halbleiterbauelemente, die mit amorphem Silizium als Diodenmaterial, kombiniert mit mit Terbium dotierten Szintillatoren aus Gadoliniumoxidsulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), einen integrierten mikroelektronischen Schaltkreis bilden [120]. Die eigentliche Detektorfläche eines CCD-Chips ist als Matrix aufgebaut, die sich aus rechteckigen Bildelementen, den Pixeln (picture elements), zusammensetzt und aus einer definierten geometrischen Anordnung von Zeilen und Spalten besteht.

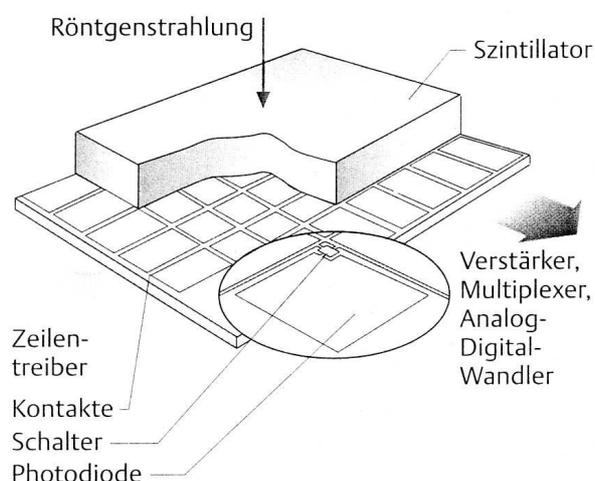


Abb. 2.3: Charge-Coupled-Device-Element [A5]

Treffen Röntgenquanten auf die Fläche der jeweiligen Pixel, lösen sie aufgrund der Photoabsorption im Wandlermedium Elektronen aus den Siliziumatomen, so dass diese aus dem Valenzband ins Leitungsband angehoben werden. Dabei erzeugt jedes Photon im Halbleiter ein Elektronen-Loch-Paar [35]. Durch Auffüllen der Lücke in der Valenzelektronenstruktur durch ein benachbartes Elektron erfolgt ein Ladungstransport. Dieses Elektron regt nachfolgend die Szintillatoren zur Emission von Photoelektronen an.

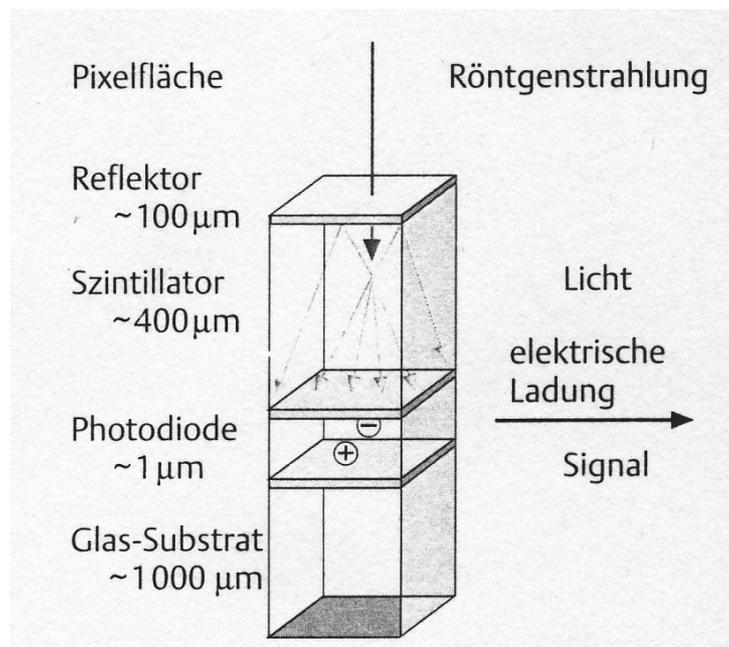


Abb. 2.4: Schematischer Aufbau eines Charge-Coupled-Device-Pixels [A5]

Durch den elektrischen Aufbau der nachgeschalteten Photodiode enthält jedes Pixel einen räumlich begrenzten Potentialtopf, in dem sich während der Integrationsdauer von etwa 20 Millisekunden die emittierten Photoelektronen sammeln. Auf diese Weise werden die auftreffenden Röntgenstrahlen proportional zu ihrer Intensität in elektrische Ladungen umgewandelt und aus dem Strahlenbild entsteht ein elektrisches Ladungsbild.

Während der Auslesephase (< 1 Millisekunde) erfolgt ein sequentieller Transfer der angesammelten Ladungspakete entlang einer Kette von Kondensatoren [122]. Die dicht nebeneinander liegenden Photodioden werden beim Ausleseprozess von einem mehrphasigen Taktsignal angesteuert. Durch das alternierende Aufschalten der Taktspannungen können alle Potentialtöpfe einer Zeile gleichzeitig zur nächsten

Zeile hin entleert werden, sodass das Ladungsbild um eine Zeile weiter wandert und der Inhalt der letzten Pixelzeilen in ein Ausleseregister fällt.

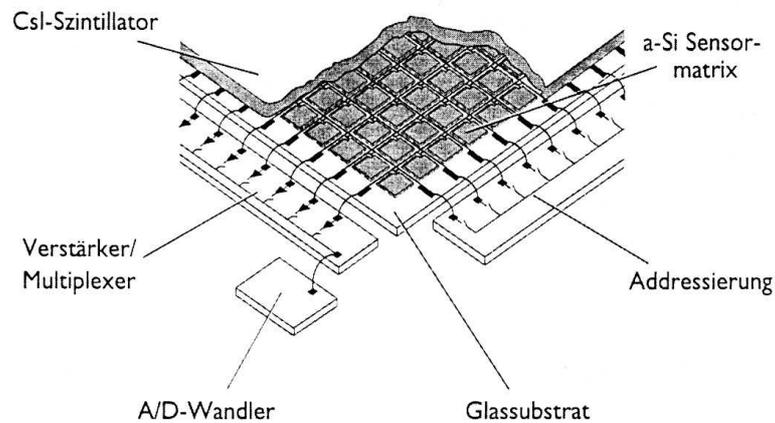


Abb. 2.5: Sensormatrix mit Ausleseregister und Analog-Digital-Wandler [A1]

Im weiteren Verlauf dieses sogenannten TDI-Verfahrens (Time-Delay and Integration) [32] wird dort die in den jeweiligen Pixeln enthaltene Ladungsmenge erfasst, mittels eines Analog-Digital-Wandlers als binärer Datensatz an ein nachgeschaltetes Datenverarbeitungssystem weitergeleitet und als digitales Bild auf einem Monitor visualisiert [19]. Jedem späteren Bildpunkt wird dabei proportional zum elektrischen Ladungssignal der CCD-Zelle ein Grauwert zugeordnet. Bei einer Speichertiefe von beispielsweise 8 bit ergeben sich $2^8 = 256$ Graustufen, wobei *per definitionem* 0 die Farbe Schwarz und 255 die Farbe Weiß darstellt [77]. Einer konventionellen Aufnahme mittels Röntgenfilm entsprechend, ist eine Schwarzfärbung das Resultat maximaler Strahlungsintensität. Bei digitalen Systemen führt dies allerdings zu maximaler Signalintensität des CCD-Elements, wodurch die Grauwertcodierung invers zur Signalstärke verläuft.

2.2.3.1.2. Scan-Drift-Mode

Das Bauprinzip derartiger CCD-Chips stößt derzeit mit einer Größe von 5 x 5 cm überproportional an seine technischen und insbesondere wirtschaftlichen Grenzen [5], [99]. Um diese Problematik zu umgehen, wurden für großflächige extraorale Röntgenaufnahmen, wie Panorama- und Fernröntgenbilder, schmale CCD-Zeilensensoren entwickelt, wobei die CCD-Elemente in einer geringen Anzahl paralleler Reihen angeordnet sind.

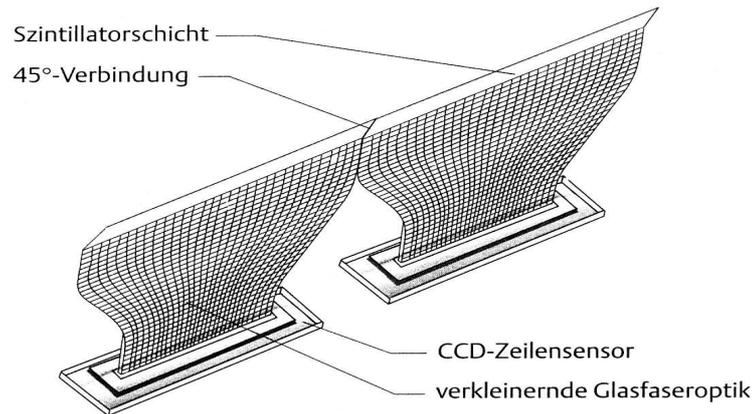


Abb. 2.6: Charge-Coupled-Devices-Zeilensensoren [A10]

Da Zeilensensoren nicht das ganze Strahlenfeld abdecken, bedarf es eines speziellen Aufnahmeverfahrens, des so genannten Scan-Drift-Modus, bei dem eine feine Abstimmung zwischen Röntgenstrahler und Bildempfangssystem durch Slottechnik besteht. Bei der Slottechnik wird durch eine Schlitzblende ein nur zeilengroßer, fächerförmiger Röntgenstrahl erzeugt, mit dem der Kopf des Patienten bei der Bilderzeugung zeilenweise Linie für Linie abgefahren wird [115]. Primär- und Sekundärblende sowie der Zeilensensor bewegen sich bei der Aufzeichnung des Strahlenbildes in der Regel synchron zum Fokus mit, wobei das Röntgenbild über die CCD-Sensoren mit dem TDI-Verfahren zeilenweise eingelesen und im Weiteren als digitales Bild ausgegeben wird [125]. Dabei ist der Takt der Auslesung aus dem Ausleseregister in den Ausleseverstärker derart eingestellt, dass alle Pixel einer Zeile in der Zeit ausgelesen werden, in der sich der Sensor um eine Zeile weiterbewegt [32], [66].

2.2.3.2. Bilddarstellung digitaler Röntgenbilder

Bei digitalen Systemen erfolgt die Darstellung der Strahlenbildinformation getrennt von der Signalerfassung. Anders als bei der Film-Folien-Radiographie, die durch mehrschichtige Anordnung der Silberbromidkristallplättchen in der Filmemulsion eine kontinuierliche Abfolge von unterschiedlich vielen Silberatomen pro Fläche ermöglicht, wird ein digitales Bild immer diskontinuierlich in einzelnen Pixeln, also diskreten, voneinander getrennten Bildanteilen dargestellt [31]. Für das Wahrnehmen eines gleichmäßigen Bildes bei einer 1:1-Betrachtung lässt sich aus dem

Auflösungsvermögen des normalsichtigen menschlichen Auges von 0,1 mm für die maximale Pixelgröße eine Kantenlänge von 100 µm ableiten [50].

Bei einigen Geräten wird zur Verringerung der Datenmenge das so genannte Pixelbinning eingesetzt, so zum Beispiel beim Orthophos Plus DS Ceph® (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), bei dem durch die Software die Information aus vier jeweils 45 µm großen CCD-Zellen zu einem Pixel mit der Kantenlänge von 90 µm zusammengefasst wird [66]. Der Grauwert des entsprechenden Bildpunktes wird zum Wert der Umgebung hin verschoben, was zu einer Kontrastminderung führt. Das Abtasttheorem für das maximale Auflösungsvermögen eines digitalen Abbildesystems nach Nyquist besagt, dass Objekte, die kleiner sind als die doppelte Pixelbreite, nicht mehr zur Auflösung kommen. Mit der sich daraus ergebenden Gleichung

$$\text{Auflösung}_{\max} [\text{Lp/mm}] < 1 / (2 \cdot \text{Pixelgröße} [\text{mm}])$$

erhält man bei einer Pixelgröße von 90 µm ein Auflösungsvermögen von 5-6 Linienpaaren pro Millimeter [Lp/mm]. Für Strukturen, die kleiner als die Rezeptoreinheit respektive die CCD-Zelle sind, illustriert Abbildung 2.7 schematisch die Kontrast- und Auflösungs-minderung zwischen Objekt und digitalem Bild [79].

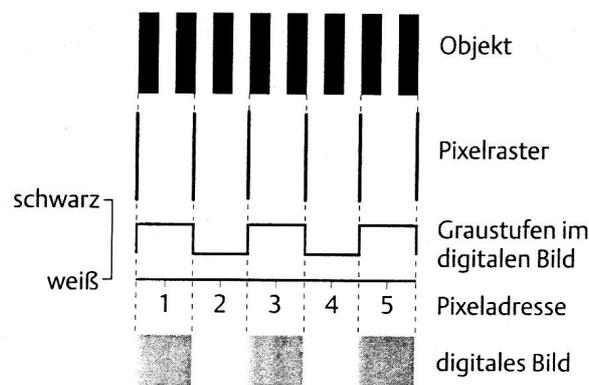


Abb. 2.7: Auflösungs-minderung nach dem Nyquist-Theorem [A6]

Hinzu kommt, dass bei einer Vergrößerung des Bildes die Bildschirmauflösung zum limitierenden Faktor werden kann [124]. Eine 1:1-Darstellung am Monitor bedeutet, dass jedes Sensorpixel auf einem Monitorpixel abgebildet wird, woraus folgt, dass die tatsächliche Abbildungsgröße der Aufnahme sowohl von der Sensor- wie auch von der Monitornaufklärung abhängig ist. Dem Auflösungsvermögen und der

Bildschärfe digitaler Systeme sind damit durch Sensormatrix und Pixelgröße wie auch durch die Bildmatrix des Monitors Grenzen gesetzt [23].

Mit der Bildbearbeitungssoftware stehen dem Betrachter verschiedene Bildbearbeitungsfunktionen zur Verfügung. Neben klassischen Funktionen wie Vergrößerung, Verkleinerung, Strecken- und Winkelmessungen und vielen weiteren seien zwei Anwendungsmodalitäten zur Optimierung des Bildinformationsgewinns hervorgehoben. Zum einen sei auf die Möglichkeit einer globalen Änderung der Grauwertverteilung hingewiesen, die es ermöglicht, durch Histogrammspreizung das vom menschlichen Auge gleichzeitig erfassbare Spektrum von weniger als 100 Graustufen über die gesamte zur Verfügung stehende Grauwertpalette von 256 Graustufen zu verschieben. Durch diese simultane Änderung der Grauwertverteilung hinsichtlich der Helligkeit und des Kontrasts ist es insbesondere in dunklen Bildarealen möglich, eine optische Auflösungsverbesserung zu erzielen. Damit wird unter Verwendung des breiten Dynamikbereichs der Festkörpersensoren eine Aufzeichnung und Erkennung kleinster Unterschiede in der Strahlenabsorption ermöglicht, wie es bei Darstellung kompakter Schädelknochen, dünner Knochenausläufer und Weichgewebe in Fernröntgenseitenbildern zur kephalometrischen Analyse erforderlich ist [104].

Zum anderen seien Anwendungen von Filtern erwähnt, die unter Verwendung von Algorithmen des Softwareprogramms Einzeldaten der Gesamtinformation isolieren, um gewisse Bildinhalte auf Kosten anderer Bildinhalte zu quantifizieren oder hervorzuheben. Durch Neuberechnungen der Grauwerte in Abhängigkeit von benachbarten Pixeln werden durch die Filtertechnik mitunter folgende Funktionen erreicht: Minderung des Bildrauschens, Kantenanhebung, Erhöhung der Bildschärfe, Reliefdarstellung und weitere [111]. Derweil gilt jedoch auch bei der digitalen Bildverarbeitung der allgemeine Grundsatz, dass kein Bildbearbeitungsverfahren mehr Informationen liefern kann, als im Ausgangsbild vorhanden sind [78].

2.3. Eigenschaften medizinischer Röntgenbilder

Ziel der verschiedenen Aufzeichnungsmodalitäten ist es, die Information des Strahlungsbildes mit möglichst geringen Verlusten in ein visuell erfassbares Bild zu übertragen. Neben physiologischen und psychologischen Bedingungen des Sehvorgangs, die beim Erkennungsprozess diagnostisch relevanter Details eine

wesentliche Rolle spielen, üben unterschiedliche physikalische Faktoren der Bildaufzeichnung und -wiedergabe einen Einfluss auf die Informationsübertragung aus. Die Wirkung aller Einflussfaktoren wird unter dem Begriff Bildgüte oder Bildqualität zusammengefasst.

Um die Bildgüte objektiv erfassbar zu machen, bedient man sich der hierfür entworfenen physikalischen Begriffskonzepte Kontrast, Bildrauschen und Abbildungsschärfe [71]. Auf diese sensitometrischen Bildeigenschaften, die mit Hilfe von gleichnamigen Kurven die Umsetzung des latenten Strahlungsbildes in das sichtbare Röntgenbild beschreiben, soll im Weiteren nicht näher eingegangen werden. Das Hauptaugenmerk dieser Studie liegt auf projektionsbedingten Eigenschaften basierend auf der Abbildungsgeometrie der Zentralprojektion.

2.3.1. Projektionsbedingte Bildeigenschaften

Eine wesentliche Eigenschaft für die Abbildung eines Röntgenbildes leitet sich aus den geometrischen Gesetzmäßigkeiten der Zentralprojektion ab. Unter der idealisierten Annahme einer punktförmigen Strahlenquelle breiten sich Röntgenstrahlen geradlinig aus und bilden durch Divergenz nach Austritt aus dem Röhrenfenster einen Strahlenkegel, innerhalb dessen man Senkrecht-, Achsen- und Zentralstrahl unterscheidet. Dabei gehen diese drei Strahlen definitionsgemäß vom Mittelpunkt des Fokus aus, wobei der Achsenstrahl durch die Mitte der Blendenöffnung, der Zentralstrahl durch die Mitte des Strahlenaustrittsfensters treten und der Senkrechtstrahl im rechten Winkel auf die Bildebene trifft [56]. Bei symmetrischer Einblendung und zusätzlicher Rechtwinkelprojektion, wie es bei Fernröntgenaufnahmen üblich ist, sind diese drei Strahlen identisch. Alle übrigen Strahlen des Nutzstrahlenbündels divergieren [105].

Den Regeln der Strahlenoptik folgend stellen die sich divergent ausbreitenden Röntgenstrahlen das Objekt vergrößert dar, wobei von entscheidender Bedeutung für die Abbildungsgröße der Objektstrukturen die Abstände zwischen Fokus, Objekt und Bildebene sind. Dabei wird ein Detail im Strahlengang umso größer abgebildet, je größer sein Abstand von der Bildebene ist. Die Vergrößerung ist aber umso geringer, je größer der Abstand des Objekts zum Fokus ist. Das Verhältnis Fokus-Detektor-Abstand zu Fokus-Objekt-Abstand ergibt den Vergrößerungsfaktor [1], [11]:

$$\text{Vergrößerungsfaktor} = \frac{\text{Fokus - Detektor - Abstand}}{\text{Fokus - Objekt - Abstand}}$$

Eine weitere projektionsbedingte Bildeigenschaft beruht auf der Tatsache, dass dreidimensionale Objekte in einer zweidimensionalen Ebene abgebildet werden. Aufgrund der räumlichen Ausdehnung des Objekts werden bildferne Anteile stärker vergrößert als bildnahe. Daraus resultiert eine nicht formgetreue Abbildung, so dass man von Verzeichnung spricht. Infolge der Zentralprojektion erfahren Details mit zunehmendem Abstand vom Senkrechtstrahl eine vermehrte Verzeichnung. Mittels Distanzvergrößerung von Fokus und Detektor lassen sich die Verzeichnungseffekte jedoch deutlich vermindern [57].

Da der Brennfleck aus technischen Gründen nicht auf einen Punkt reduziert werden kann, kommt es theoretisch zu einer Vielzahl getrennter Strahlungsquellen, deren Strahlenkegel sich überlagern. Die derart hypothetisch entstandenen, flächig überlagerten Einzelbilder ergeben im Röntgenbild neben dem Kernschatten unscharfe Konturen der absorbierenden Strukturen in Form von Halbschatten. Man spricht hierbei von Randunschärfen, die zu einem Verlust der Detailwiedergabe führen, und zählt dies zur geometrischen Unschärfe des abbildenden Systems [72].

2.3.2. Einfluss des Scan-Drift-Mode auf die Abbildungsgeometrie

Wie in Kapitel 2.2.3.2. dargelegt, erfolgt die Bildentstehung bei digitaler Bildgebung durch Trennung von Signalerfassung und Signaldarstellung. In Zusammenhang mit dem auf der Slottechnik und dem Scan-Drift-Mode basierenden Projektionsverfahren – wie beispielsweise beim Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) - ergeben sich folgende projektionsgeometrische Besonderheiten bei einem parallelen Verlauf von Fokus und Sensor:

Aufgrund der Slottechnik ergibt sich durch das Ausblenden der vertikalen Strahlen beim zeilenweisen Einlesen eine ausschließliche Vergrößerung in horizontaler Richtung entsprechend der Zentralprojektion. Dies bedeutet, dass Objektpunkte durch den Scannvorgang bei der Signalerfassung ohne Vergrößerung in vertikaler Richtung aufgenommen werden [66]. In einem zweiten Schritt wird bei der Signalverarbeitung die Bildinformation durch einen Algorithmus in vertikaler Richtung entzerrt und als digitaler Bildpunkt am Monitor dargestellt. Allerdings ist die algorithmische Entzerrung der Bildinformation keine projektionsbedingte Vergrößerung bei der Signalerfassung, so dass es bei diesem Aufnahmeverfahren einer scharfen Trennung zwischen der horizontalen und vertikalen Vergrößerungskomponente bedarf.

2.4. Vergleichende Untersuchungen analoger und digitaler Fernröntgenbilder

Projektionsgeometrische Problemstellungen standen schon früh im Mittelpunkt der Beurteilung von Fernröntgenbildern. Bereits Mitte des letzten Jahrhunderts beschäftigten sich verschiedene Autoren, wie BJÖRK [16], MILLER [64] und SAVARA [100], mit der Analyse von Fehlern in der kephalometrischen Vermessung des Mittelgesichts und der Mandibula. Es folgten Studien zur Lokalisationsgenauigkeit von Messpunkten im Röntgenbild durch BAUMRIND [8], RICHARDSON [87], VAN DER LINDEN [123] oder STABRUN [116] sowie Untersuchungen zur Verlässlichkeit von Strecken- und Winkelmessungen bei kephalometrischen Analysen durch BAUMRIND [9], MIDTGÅRD [63], RICHARDSON [86], sowie AHLQVIST, ELIASSON und WELANDER [2], [3], [4].

Mit Einführung der digitalen Radiographie in die Zahnheilkunde durch MOUYEN [10], [55], [65] war die Bildqualität intraoraler Systeme Gegenstand erster vergleichender Untersuchungen zwischen analogen und digitalen Röntgenbildern [6], [17], [54], [101], [102], [103]. Nach Entwicklung extraoraler, radiologischer Aufzeichnungsverfahren prägten im Wesentlichen drei Aspekte das Interesse wissenschaftlicher Studien in der Fachliteratur. Das Hauptaugenmerk lag auf der Reduktion der Strahlenbelastung bei digitalen Verfahren. Vor diesem Hintergrund erfolgte die Beurteilung der Bildqualität unter verschiedenen Gesichtspunkten, insbesondere der Bewertung der Lokalisationsgenauigkeit von Messwerten. Nach Einführung der digitalen Lumineszenzradiographie und der damit verbundenen Möglichkeit, erstmals digitale Fernröntgenseitenbilder zu erstellen, gingen verschiedene Autoren dieser Fragestellung nach.

NÄSLUND et al. [68], HAGEMANN et al. [42], RUPPENTHAL [93] und GIJBELS et al. [40] kommen übereinstimmend zu dem Ergebnis, dass die erzielte Dosisreduktion beim digitalen Verfahren keinen klinisch relevanten Einfluss auf das Auffinden von Messpunkten besitze und beim digitalen Lumineszenzverfahren eine gleichwertige und teilweise signifikant bessere Lokalisationsgenauigkeit erzielt werde. Nach RUPPENTHAL et al. [92] ließ sich zudem der subjektive Eindruck einer verbesserten simultanen Darstellung der knöchernen Strukturen und des Weichteilprofils in digitalen Aufnahmen statistisch belegen.

Literaturübersicht und Stand der Technik

Das Interesse an der Dosisreduktion und der Bildqualität hinsichtlich der Lokalisationsgenauigkeit anatomischer Referenzwerte übertrug sich ebenfalls auf die neu eingeführte Technologie der CCD-basierten extraoralen Röntgengeräte, wobei zuerst Panoramaschichtaufnahmen [30], [61], [62] realisierbar und nach technischer Weiterentwicklung Fernröntgenseitenaufnahmen möglich wurden.

Von einer deutlichen Dosisreduktion bei der Verwendung von digitalen Röntgengeräten mit CCD-Flachdetektoren zur Erstellung von Panoramaschichtaufnahmen berichten FARMAN et al. [34]. Gegenstand ihrer Studie ist das Ausmaß der Strahlenenergie bei der Erstellung von digitalen Panoramaschichtaufnahmen unter Verwendung des CCD-Sensors von DigiPan[®] (Trophy Radiologie, Vincennes, Frankreich) im Vergleich zum gebräuchlichen Röntgenfilm. Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass mit dem verwendeten CCD-Rezeptor eine zufriedenstellende Bildqualität bei Dosisreduktionen bis zu 70 % im Vergleich zum konventionellen Panoramaröntgenbild erreicht werde.

Vergleichbare Ergebnisse finden sich auch in der Studie von DANNEWITZ et al. [25] für das Gerät Orthophos DS[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland). Die Autoren kommen zu dem Schluss, digital erstellte Orthopantomogramme besäßen gegenüber analogen Aufnahmen bei einer bis zu 65% starken Dosisreduktion eine gleichwertige diagnostische Aussagekraft. Neuere Untersuchungen von GIJBELS et al. [39] an fünf verschiedenen digitalen Geräten bekräftigen ebenfalls die allgemeine Tendenz einer geringeren effektiven Dosis für digitale extraorale Geräte im Vergleich zu konventionellen Anlagen.

SCHULZE et al. [106] untersuchen die Genauigkeit bei Messungen an Panoramaschichtaufnahmen, die sie mit dem CCD-Festkörpersensor-basierten Orthophos DS[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) erstellten. Die Autoren kommen zu dem Ergebnis, dass vertikale Messungen linearer Objekte eine geringere Reproduzierbarkeit aufweisen als horizontale. Sie erachten diese Messungen jedoch aufgrund der geringen Abweichungen als für den klinischen Gebrauch geeignet.

Literaturübersicht und Stand der Technik

Mit Einführung des Gerätes Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) im Jahr 1996 bestand erstmals die Möglichkeit, direkt digitale Fernröntgenseitenbilder basierend auf der CCD-Festkörpertechnologie zu erstellen. STORR et al. [121] stellen im Rahmen ihrer Untersuchungen zu kephalometrischen Röntgenbildern eine signifikante Strahlenreduktion bei der Erstellung digitaler Fernröntgenseitenbilder fest.

In darauf folgenden Studien rückte das Interesse an der Bildqualität extraoraler digitaler Röntgenbilder unter dem Aspekt der Lokalisationsgenauigkeit von Referenzpunkten bei kephalometrischer Vermessung der Fernröntgenseitenbilder in den Vordergrund.

Im Fokus der Untersuchung von SAGNER et al. [98] steht daher die Bildqualität von Fernröntgenseitenbildern, die mit dem analogen System Orthophos C[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) und dem digitalen Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) erstellt wurden. Hierbei werden jeweils 10 konventionelle und digitale Röntgenbilder verglichen, wobei die analogen Aufnahmen bereits bestanden und die digitalen im Rahmen einer Kontrolluntersuchung etwa 1 Jahr später erstellt wurden. Jedes Röntgenbild wurde zehnmal ausgewertet. Hierfür wurden die kephalometrischen Referenzpunkte bei den analogen Bildern auf Acetatfolie über einem Lichtkasten durchgezeichnet und bei den digitalen Aufnahmen am Computerbildschirm bearbeitet. Das pro anatomischen Referenzpunkt entstandene Streufeld der Messwerte wurde in horizontaler und vertikaler Dimension vermessen. Die Autoren stellen keine signifikanten Unterschiede zwischen der Ausdehnung der Streufelder der analogen und digitalen Röntgenbilder fest und beurteilen daher die Bildqualität bei beiden Bildarten als gleichwertig.

KOHLPAINTNER [52] beschäftigt sich mit der Fragestellung, ob mit Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) angefertigte digitale Fernröntgenseitenbilder im Vergleich zu konventionellen Aufnahmen, mit Orthophos C[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) erstellt, hinsichtlich der Wiedergabe anatomischer Strukturen, insbesondere der exakten Auffindbarkeit von Messpunkten, mit gleicher Präzision ausgewertet werden können.

Literaturübersicht und Stand der Technik

Hierfür wurden von 20 Schädeln analoge wie auch digitale Fernröntgenseitenbilder erstellt und jeweils fünfmal ausgewertet. Die Analyse der analogen Röntgenbilder erfolgte nach Durchzeichnung auf Acetatfolie, die digitalen Bilder wurden direkt am Computerbildschirm vermessen. Eine Betrachtung der Streubreite der Messungen pro Schädel ergab bei den digitalen Röntgenbildern eine geringere Streuung, also eine höhere Genauigkeit der Auswertung, so dass der Autor zu dem Schluss kommt, digitale Fernröntgenseitenbilder seien den analogen mindestens ebenbürtig und möglicherweise diesen sogar vorzuziehen.

SCHULZE et al. [107] untersuchen die Unterschiede der Lokalisationsgenauigkeit und Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte bei Anwendung direkt digitaler und konventioneller Aufnahmetechniken. Die konventionellen Fernröntgenseitenbilder wurden mit Orthophos CD[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), die digitalen mit Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) erstellt. Bei dem Versuch fanden drei Schädel Verwendung, die an drei Referenzstellen in der Mediansagittalebene mit Stahlkugeln versehen wurden, um als interne Referenz eine projektionsbedingte Vergrößerung zu ermitteln. Sechs Fernröntgenseitenbilder wurden anhand von sechs ausgewählten kephalometrischen Referenzpunkten jeweils zweimal ausgewertet. Die Messpunkte beschränkten sich dabei auf die maxillofaciale Region, da nicht jeder verwendete Schädel einen unversehrten Unterkiefer aufwies. Die konventionellen Röntgenbilder wurden über einem Lichtkasten, die digitalen on-screen ausgewertet. Die Untersucher fanden nach Korrektur der Vergrößerungsfaktoren eine bei den digitalen Aufnahmen im Vergleich zur analogen Aufnahmetechnik effektive Vergrößerung horizontal von 13 % und vertikal von 12 %. Für die Präzision ergab sich bei der digitalen Aufnahmetechnik bezüglich der horizontalen Koordinate bei fünf der sechs Referenzpunkte, in der vertikalen Koordinate bei zwei Referenzpunkten ein signifikanter Unterschied zugunsten der digitalen Technik, wobei aber alle Unterschiede im Mittel unterhalb von 1 mm lagen. Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit wurde bei beiden Modalitäten kein signifikanter Unterschied beobachtet, so dass die Autoren ihre Ergebnisse bezüglich der Lokalisationsgenauigkeit und Reproduzierbarkeit für die analoge und digitale Aufnahmetechnik als gleichwertig beurteilen.

3. Problemstellung und Ziele der Arbeit

Eine Grundannahme bisheriger vergleichender Studien analoger und digitaler Fernröntgenbilder hinsichtlich der Lokalisationsgenauigkeit und Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte war die Konkordanz der zu Grunde liegenden Bildinformation. Da sich die Aufnahmetechnik halbleiterbasierter Abbildesysteme für Fernröntgenaufnahmen aufgrund des Scanverfahrens von konventionellen Verfahren prinzipiell unterscheidet, lässt die - im Vergleich zur Zentralprojektion - andersartige Projektionsgeometrie auf unterschiedliche Bildinhalte schließen.

Die vorliegende Arbeit soll deshalb grundsätzlich klären, ob und inwiefern sich die radiographische Projektionsgeometrie des Scan-Drift-Mode-Verfahrens der digitalen Aufnahmetechnik von der Zentralprojektion konventioneller Abbilderverfahren unterscheidet und in Folge dessen, ob weiterhin von der Grundannahme gleicher Bildinhalte analoger und digital erstellter Fernröntgenaufnahmen ausgegangen werden kann.

Hierfür wird zunächst ein vektorgeometrisches Modell zur Beschreibung und Differenzierung der Abbildungsgeometrien entworfen, mit dessen Hilfe mögliche Unterschiede quantifiziert werden sollen. Die theoretischen Berechnungen einer möglichen Bildverzerrung sollen in einem zweiten Schritt empirisch überprüft werden. Für diesen Zweck werden von einem eigens für die Fragestellung konzipierten geometrischen Prüfkörper Fernröntgenbilder erstellt und computerunterstützt vermessen. Darüber hinaus soll anhand von Röntgenuntersuchungen an mazerierten Schädeln geprüft werden, wie sich im Falle einer unterschiedlichen Projektionsgeometrie Abweichungen analoger und digitaler Bildinhalte auf die kephalometrische Fernröntgenseitenanalyse auswirken können.

4. Material und Methode

4.1. Entwurf eines mathematischen Modells zur Differenzierung der analogen und digitalen Abbildungsgeometrie von Fernröntgenseitenbildern

Bei der Projektionsradiographie kommen räumliche Strukturen in einer Ebene zur Abbildung, so dass Objektpunkte im dreidimensionalen Strahlengang zu Abbildepunkten in der Bildebene projiziert werden. Um die Auswirkungen der in Kapitel 2.3.2. beschriebenen Besonderheiten der Aufnahmetechnik bei digitalen Fernröntgengeräten im Vergleich zur Geometrie der Zentralprojektion darzustellen, beschreiben wir für beide Aufnahmemodalitäten mit Hilfe der analytischen Vektorgeometrie die Abbildebeziehung eines beliebigen Objektpunktes P im Strahlengang zu seinem jeweiligen Abbildepunkt Q in der Bildebene.

4.1.1. Vektoranalytische Darstellung der Abbildegeometrie bei Zentralprojektion

4.1.1.1. Einführung eines kartesischen Koordinatensystems

Wir wählen ein Koordinatensystem mit dem Ursprung im Fokus der Anode und paarweise aufeinander senkrecht stehenden Achsen x, y und z. Durch die linear unabhängigen Basisvektoren \vec{e}_x , \vec{e}_y und \vec{e}_z mit gleicher Längenzahl 1 erhalten wir ein rechts-orthonormiertes Koordinatensystem [73], dessen Orientierung wir derart bestimmen, dass die x-Achse horizontal und die z-Achse vertikal im Raum ausgerichtet sind und zugleich die y-Achse dem Zentralstrahl im Strahlenfeld des Röntgengerätes vom Fokus zur Bildebene entspricht. Damit ist die x,z-Ebene, als Lateralebene, parallel zur Bildebene und die y-Koordinaten nehmen zwischen Koordinatenursprung und Bildebene positive Werte an.

Jeder beliebige Objektpunkt P_n im Strahlengang lässt sich damit als Ortsvektor \vec{p}_n des Vektorraumes in Komponentendarstellung als Linearkombination durch die drei Basisvektoren wie folgt darstellen:

$$\vec{p}_n = x_n \cdot \vec{e}_x + y_n \cdot \vec{e}_y + z_n \cdot \vec{e}_z = \begin{pmatrix} x_n \\ y_n \\ z_n \end{pmatrix}$$

Material und Methode

Für die Abbildevektoren \vec{q}_n der entsprechenden Abbildpunkte Q_n in der Bildebene gilt:

$$\vec{q}_n = x_{na} \cdot \vec{e}_x + z_{na} \cdot \vec{e}_z = \begin{pmatrix} x_{na} \\ z_{na} \end{pmatrix}$$

Aus Gründen der Übersichtlichkeit beschränken wir uns zunächst auf x_n und $z_n \in \mathbb{R}_0^+$, das heißt wir betrachten Objektpunkte die, wie in Abbildung 4.1 gezeigt, im Quadranten I zur Darstellung kommen. Für die y -Werte ist bereits *per definitionem* eine Einschränkung mit $y_n \in \mathbb{R}_0^+$ *a priori* sinnvoll, da nur Objektpunkte zwischen Fokus und Detektorebene zur Abbildung kommen.

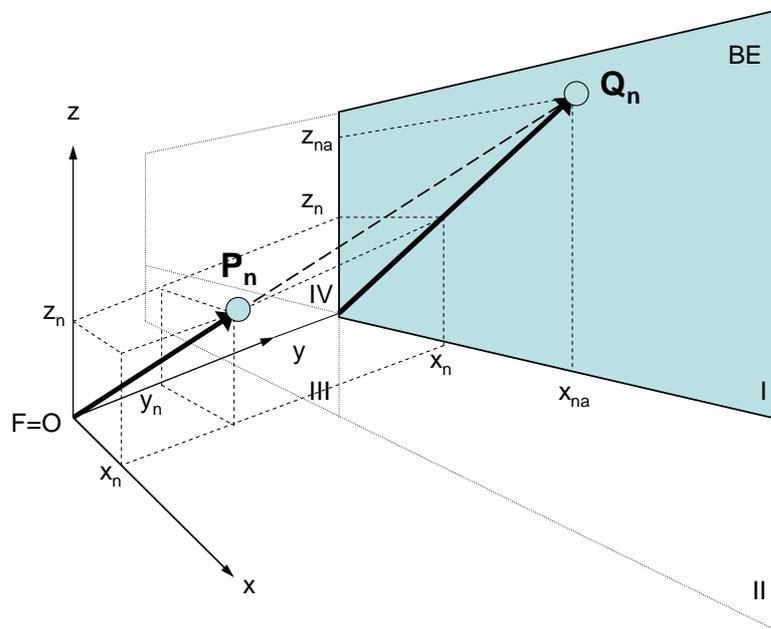


Abb. 4.1: Kartesisches Koordinatensystem im Strahlengang

4.1.1.2. Vergrößerungsfaktor

Wie in Kapitel 2.3.1. dargelegt, stellen die sich divergent ausbreitenden Röntgenstrahlen, den Regeln der Strahlenoptik folgend, das Objekt vergrößert dar. Aus den allgemeinen Abbildungsgesetzen der Zentralprojektion ergibt sich aus dem Verhältnis Fokus-Detektor-Abstand (FD) zu Fokus-Objekt-Abstand (FO) der Vergrößerungsfaktor (VF). Mit obiger Wahl des Koordinatensystems ist für jeden Objektpunkt P_n kraft seiner y -Koordinate der Abstand zum Ursprung des

Koordinatensystems und damit zum Fokus des Röntgengeräts definiert. Damit erhält man für den Vergrößerungsfaktor VF_n :

$$VF_n = \frac{FD}{FO} = \frac{FD}{y_n} \quad (\mathbf{G1})$$

4.1.1.3. Polarkoordinatendarstellung

Mit Einführung von Polarkoordinaten wird die Abbildebeziehung des Objektpunktes P_n in Abhängigkeit seines Abstandes r vom Zentralstrahl und seines Richtungswinkels φ in der Bildebene beschrieben.

Der Abbildevektor \vec{q}_n setzt sich zum einen aus der Lage des Objektpunktes in der x,z -Ebene und zum anderen aus der projektionsbedingten Vergrößerung zusammen. Die Ausgangslage P'_n , als 1:1-Abbildung des Objektpunktes P_n in der Bildebene

verstanden, wird dabei mit dem Ortsvektor $\vec{r}_n = \begin{pmatrix} x_n \\ z_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \\ r \cdot \sin \varphi \end{pmatrix}$ gekennzeichnet,

dessen Länge mit $|\vec{r}_n| = \sqrt{x_n^2 + z_n^2}$ den Abstand r vorgibt. Seine Orientierung wird mit dem Richtungswinkel φ des Vektors \vec{r}_n beschrieben, den dieser definitionsgemäß mit der x -Achse im Gegenuhrzeigersinn einschließt [73]. Die projektionsbedingte Vergrößerung wird mittels eines zweiten Vektors - im Weiteren als Vergrößerungsvektor \vec{v}_n bezeichnet - dargestellt, wobei dessen Vektorkomponenten v_{xn} und v_{zn} den horizontalen und vertikalen Anteil der Vergrößerung widerspiegeln. Abbildung 4.2 stellt diese Vektorbeziehungen in der Bildebene dar:

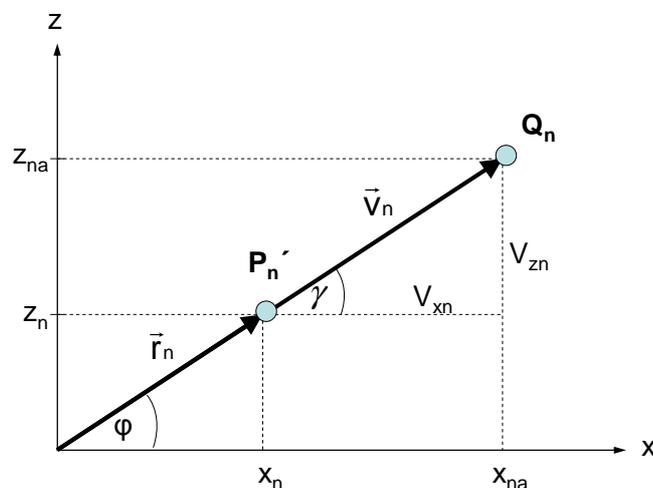


Abb. 4.2: Abbildepunkt in der Bildebene bei Polarkoordinatendarstellung

Material und Methode

Für die Abbildevektoren \vec{q}_n ergeben sich damit in Polarkoordinatendarstellung folgende vektorgeometrische Beziehungen: Mit dem Vergrößerungsfaktor erhält man

$$\vec{q}_n = \vec{r}_n \cdot VF_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \\ r \cdot \sin \varphi \end{pmatrix} \cdot \left(\frac{FD}{y_n} \right) = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi \cdot \frac{FD}{y_n} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi \cdot \frac{FD}{y_n} \end{pmatrix} \quad (\text{G2})$$

und durch Vektorsummation mit dem Vergrößerungsvektor ergibt sich

$$\vec{q}_n = \vec{r}_n + \vec{v}_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi + v_{xn} \\ r \cdot \sin \varphi + v_{zn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi + v_{xn} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi + v_{zn} \end{pmatrix} \quad (\text{G3})$$

Um den Einfluss der analogen und digitalen Bildgebung auf die jeweilige Projektionsgeometrie quantitativ zu erfassen, betrachten wir für beide Modalitäten die Auswirkungen auf die Vergrößerungsfaktoren, sowie Vergrößerungs- und Abbildevektoren.

4.1.2. Abbildungsgeometrie der konventionellen Röntgentechnik

4.1.2.1. Vergrößerungsfaktor

Aufgrund einer radiär gleichmäßig divergenten Ausbreitung der Röntgenstrahlen ist für die konventionelle Abbildungsgeometrie in Zusammenhang mit dem im Kapitel 2.3.1. beschriebenen Abbildeverfahren der Vergrößerungsfaktor für alle Richtungswinkel φ identisch. Für die horizontale und vertikale Komponente der

Vergrößerungsfaktoren gilt mit (G1): $VF_{x_n, \text{analog}} = VF_{z_n, \text{analog}} = \frac{FD}{y_n} \quad (\text{G4})$

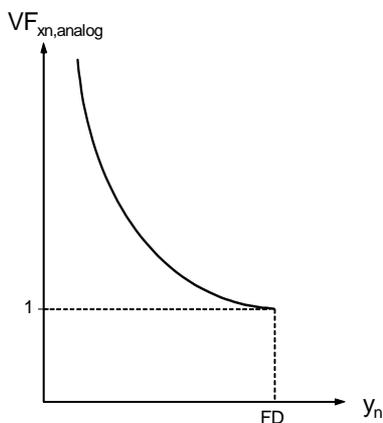


Abb. 4.3a: horizontale Komponente $VF_{x_n, \text{analog}}$

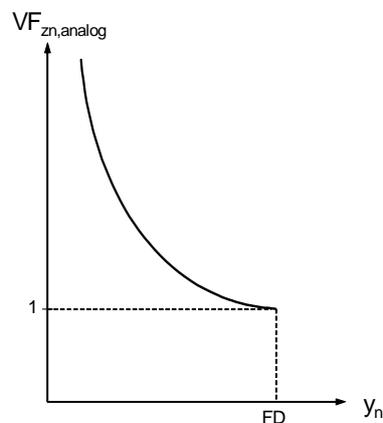


Abb. 4.3b: vertikale Komponente $VF_{z_n, \text{analog}}$

Material und Methode

4.1.2.2. Vergrößerungsvektor

Für die Vergrößerungsvektoren der konventionellen Abbildegeometrie gilt mit $\vec{v}_n = \vec{q}_n - \vec{r}_n$ aus (G3):

$$\vec{v}_{n, \text{ana log}} = \begin{pmatrix} v_{xn, \text{ana log}} \\ v_{zn, \text{ana log}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{xn, \text{ana log}} \\ r \cdot \sin \varphi \cdot VF_{zn, \text{ana log}} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \\ r \cdot \sin \varphi \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{ana log}} - 1) \\ r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{zn, \text{ana log}} - 1) \end{pmatrix} \quad (\text{G5})$$

Mit Richtungswinkel und Länge des Vergrößerungsvektors lassen sich Aussagen über Projektionsrichtung und Betrag der Vergrößerung ableiten.

4.1.2.2.1. Richtung des Vergrößerungsvektors

Die Richtung des Vergrößerungsvektors $\vec{v}_{n, \text{ana log}}$ wird in der Bildebene durch den Winkel γ beschrieben, den er per definitionem mit der x-Achse einschließt (Abb. 4.2).

Mit (G5) gilt:

$$\tan \gamma = \frac{v_{zn, \text{ana log}}}{v_{xn, \text{ana log}}} = \frac{r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{zn, \text{ana log}} - 1)}{r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{ana log}} - 1)} \quad (\text{G6})$$

Für den Richtungswinkel γ ergibt sich mit (G4):

$$\gamma = \arctan\left(\frac{\sin \varphi}{\cos \varphi}\right) \quad \text{und damit gilt} \quad \gamma = \varphi \quad (\text{G7})$$

Es zeigt sich erwartungsgemäß, dass der Vergrößerungsvektor mit $\gamma = \varphi$ stets dieselbe Richtung aufweist, wie die Projektion des Ortsvektors des abzubildenden Objektpunktes P_n in der Bildebene.

4.1.2.2.2. Länge des Vergrößerungsvektors

Die Länge des Vergrößerungsvektors gibt mit $|\vec{v}_{n, \text{ana log}}| = \sqrt{v_{xn, \text{ana log}}^2 + v_{zn, \text{ana log}}^2}$ den Betrag der Vergrößerung wieder. Mit (G5) erhält man:

$$|\vec{v}_{n, \text{ana log}}| = \sqrt{[r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{ana log}} - 1)]^2 + [r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{zn, \text{ana log}} - 1)]^2}$$

Für eine Vergleichbarkeit der Vergrößerungsvektoren betrachten wir die Vergrößerung bezüglich der Ausgangslänge von \vec{r}_n und damit des Abstands r , so dass mit (G4) und (G5) gilt:

$$\frac{|\vec{v}_{n, \text{ana log}}|}{r} = (VF_{n, \text{ana log}} - 1) \quad (\text{G8})$$

Das Verhältnis des Betrags der Vergrößerung zum jeweiligen Abstand des Objektpunktes vom Zentralstrahl in einer beliebigen Ebene parallel zur Bildebene ist

Material und Methode

unabhängig vom Richtungswinkel φ . Dies bedeutet, dass Details die in derselben Ebene parallel zur Bildebene liegen unabhängig von ihrer Richtung stets in demselben Vergrößerungsmaßstab wiedergegeben werden.

Für die Vergrößerung ergibt sich damit aus (G8):

$$|\vec{v}_{n, \text{ana log}}| = r \cdot (VF_{n, \text{ana log}} - 1) = \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \left(\frac{FD}{y_n} - 1 \right) \quad (\mathbf{G9})$$

Die Vergrößerung ist zum einen vom Vergrößerungsfaktor und zum anderen vom Abstand des Objektpunktes vom Zentralstrahl abhängig, wobei sie umso größer ist, je weiter der Objektpunkt vom Zentralstrahl entfernt liegt. Objektpunkte im Zentralstrahl ($r = 0$) werden nicht vergrößert abgebildet.

4.1.2.3. Abbildevektor

Für Richtung und Länge der Abbildevektoren ergeben sich folgende geometrische Zusammenhänge:

4.1.2.3.1. Richtung des Abbildevektors

Für den Richtungswinkel α des Abbildevektors $\vec{q}_{n, \text{ana log}}$ gilt mit (G2):

$$\tan \alpha = \frac{z_{n, \text{ana log}}}{x_{n, \text{ana log}}} = \frac{r \cdot \sin \varphi \cdot VF_{z_n, \text{ana log}}}{r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{x_n, \text{ana log}}}$$

Mit (G4) ergibt sich $\alpha = \arctan\left(\frac{\sin \varphi}{\cos \varphi}\right)$ und damit $\alpha = \varphi$ **(G10)**

Die Richtung des Abbildevektors entspricht somit stets der Orientierung des Objektpunktes in der x,z-Ebene.

4.1.2.3.2. Länge des Abbildevektors

Mit (G2) und (G4) gilt:

$$|\vec{q}_{n, \text{ana log}}| = \sqrt{(r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{x_n, \text{ana log}})^2 + (r \cdot \sin \varphi \cdot VF_{z_n, \text{ana log}})^2} \quad (\mathbf{G11})$$

Die Länge des Abbildevektor wird somit - unabhängig vom Richtungswinkel φ - durch den Abstand r und den Vergrößerungsfaktor VF_n bestimmt und ist mit

$$|\vec{q}_{n, \text{ana log}}| = r \cdot VF_{n, \text{ana log}} = \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \left(\frac{FD}{y_n} \right) \quad (\mathbf{G12})$$

für alle Objektpunkte einer beliebigen x,z-Ebene gleich.

4.1.2.4. Abbildebeziehung der konventionellen Röntgentechnik

Für die Abbildpunkte A_n der analogen Röntgenbildung gilt somit:

$$\text{Mit (G2): } A_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{x_n, \text{ana log}} \\ r \cdot \sin \varphi \cdot VF_{z_n, \text{ana log}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi \cdot \frac{FD}{y_n} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi \cdot \frac{FD}{y_n} \end{pmatrix} \quad \text{(G13)}$$

$$\text{Mit (G3): } A_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi + V_{x_n, \text{ana log}} \\ r \cdot \sin \varphi + V_{z_n, \text{ana log}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi + V_{x_n, \text{ana log}} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi + V_{z_n, \text{ana log}} \end{pmatrix} \quad \text{(G14)}$$

4.1.3. Abbildungsgeometrie bei digitaler Röntgenbildung

Wie in Kapitel 2.2.3. dargelegt, erfolgt die Bildentstehung bei digitaler Bildgebung durch Trennung von Signalerfassung und Signaldarstellung. In Zusammenhang mit dem auf der Slottechnik basierenden Projektionsverfahren bei parallelem Verlauf von Fokus und Detektor ergeben sich für die digitale Projektionsgeometrie folgende projektionsgeometrische Besonderheiten:

4.1.3.1. Vergrößerungsfaktor

4.1.3.1.1. Vergrößerung in horizontaler Richtung bei Signalerfassung

Beim zeilenweisen Einlesen ergibt sich durch Ausblenden der vertikalen Strahlen aufgrund der Slottechnik eine ausschließliche Vergrößerung in horizontaler Richtung entsprechend der Zentralprojektion. Dies bedeutet, Objektpunkte werden bei der Signalerfassung durch den Scannvorgang ohne Vergrößerung in vertikaler Richtung aufgenommen [66]. Damit sind die horizontale und vertikale Komponente des Vergrößerungsfaktors nicht mehr identisch, wie dies für die Abbildung bei Zentralprojektion der Fall ist. Für die Vergrößerungsfaktoren in horizontaler und vertikaler Richtung ergeben sich daraus folgende Zusammenhänge:

$$VF_{x_n, \text{digital}} = \frac{FD}{y_n} \quad \text{und} \quad VF_{z_n, \text{digital}} = 1 \quad \text{(G15)}$$

Material und Methode

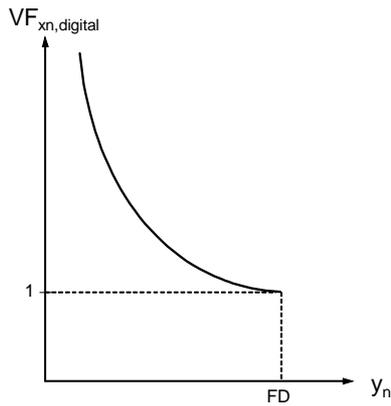


Abb. 4.4a: horizontale Komponente $VF_{x_n, \text{digital}}$

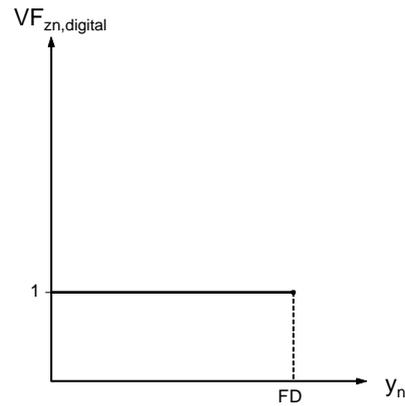


Abb. 4.4b: vertikale Komponente $VF_{z_n, \text{digital}}$

4.1.3.1.2. Algorithmische Entzerrung in vertikaler Richtung

Nach dem Schritt der Signalerfassung wird der Objektpunkt P_n zu einer digitalen Bildinformation, deren Informationsgehalt als imaginärer Punkt I_n ausgedrückt, sich

mit $I_n = \begin{pmatrix} x_n \cdot VF_{x_n, \text{digital}} \\ z_n \cdot VF_{z_n, \text{digital}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_n \cdot \frac{FD}{y_n} \\ z_n \cdot 1 \end{pmatrix}$ vektorgeometrisch wie folgt darstellen lässt:

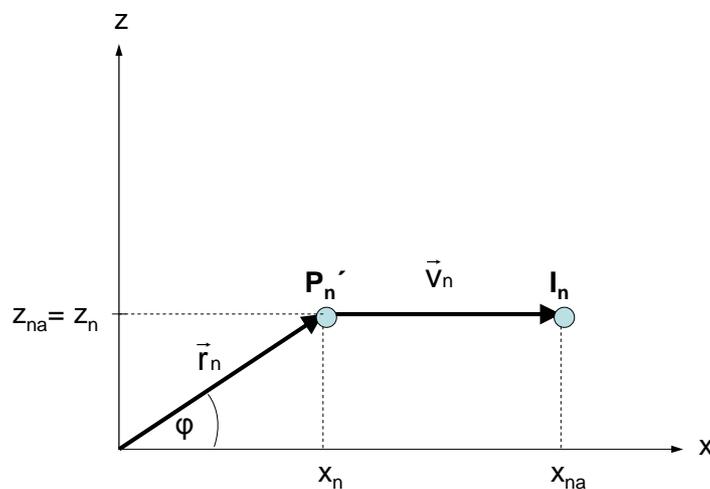


Abb. 4.5: Bildinformation bei Signalerfassung mit Orthophos Plus DS Ceph[®]

Bei der Signalverarbeitung wird die Bildinformation des imaginären Aufnahmepunktes I_n in einem weiteren Schritt algorithmisch in vertikaler Richtung entzerrt und als digitaler Bildpunkt D_n dargestellt. Wir sprechen bei diesem in vertikaler Richtung wirkenden Faktor vom *Entzerrungsfaktor* E_z . Beachtenswerterweise ist diese nachträgliche Entzerrung der Bildinformation keine projektionsbedingte Vergrößerung mehr.

Beim Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) wird für E_z laut Herstellergaben als Mittelwert die horizontale Vergrößerungskomponente der Ebene in der Mitte der Ohroliven festgesetzt, was bei Lateralaufnahmen der Mediansagittalebene entspricht [66]. Dies hat zur Folge, dass die vertikale Vergrößerungskomponente nicht mehr abhängig von der y-Koordinate des abzubildenden Objektpunktes ist, sondern unabhängig vom Fokus- Objekt-Abstand mit dem Wert E_z konstant bleibt. Aus diesem Grund bedarf es hier einer scharfen Trennung zwischen horizontaler und vertikaler Vergrößerungskomponente.

4.1.3.2. Vergrößerungsvektor

Für die Vergrößerungsvektoren leitet sich mit (G3) und (G15) ab:

$$\vec{v}_{n, \text{digital}} = \begin{pmatrix} v_{xn, \text{digital}} \\ v_{zn, \text{digital}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{xn, \text{digital}} \\ r \cdot \sin \varphi \cdot E_z \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \\ r \cdot \sin \varphi \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{digital}} - 1) \\ r \cdot \sin \varphi \cdot (E_z - 1) \end{pmatrix} \quad (\text{G16})$$

4.1.3.2.1. Richtungswinkel des Vergrößerungsvektors

Für den Richtungswinkel γ des Vergrößerungsvektors $\vec{v}_{n, \text{digital}}$ gilt:

$$\tan \gamma = \frac{v_{zn, \text{digital}}}{v_{xn, \text{digital}}} = \frac{r \cdot \sin \varphi \cdot (E_z - 1)}{r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{digital}} - 1)}$$

und damit

$$\gamma = \arctan \left[\tan \varphi \cdot \frac{(E_z - 1)}{(VF_{xn, \text{digital}} - 1)} \right] \quad (\text{G17})$$

Da beim digitalen Verfahren mit (G15) die Vergrößerungskomponenten horizontal und vertikal nicht mehr in allen x,z-Ebenen identisch sind, bedarf es zur Bestimmung von γ bezüglich des Winkels φ einer Differenzierung der Raumlage der Objektpunkte in Relation zur Mediansagittalebene.

4.1.3.2.1.1. Sensornahe Objektpunkte

Besitzen die Objektpunkte P_n eine y-Koordinate $y_n > FD/E_z$, dann liegen sie im Strahlenfeld zwischen Bildebene und Mediansagittalebene. Wir sprechen bei dieser Gruppe von „sensornahen“ Objektpunkten P_s . In diesem Fall gilt für die Vergrößerungskomponenten $VF_{xs, \text{digital}} < E_z$. Bei der Projektion folgt für den Richtungswinkel γ des Vergrößerungsvektors mit (G17) $\gamma > \varphi$ (Abbildung 4.6).

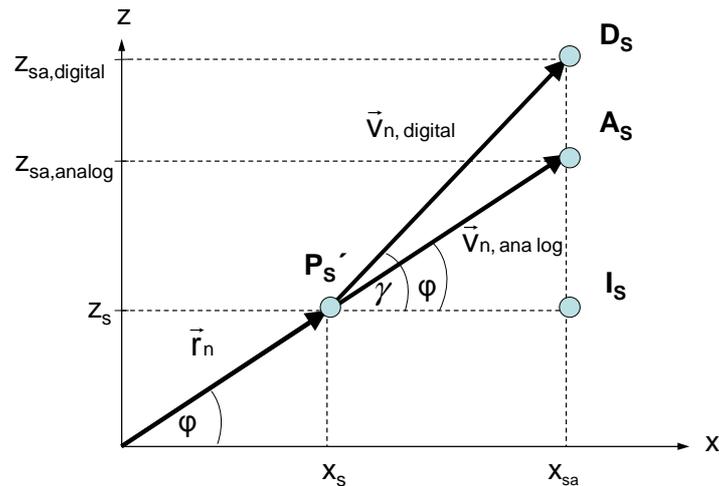


Abb. 4.6: Projektion sensornaher Objektpunkte

Das bedeutet, dass alle sensornahen Objektpunkte durch die digitale Projektionstechnik in vertikaler Richtung im Vergleich zur konventionellen Abbildung stärker „entzerrt“ zur Darstellung kommen, also relativ mehr Vergrößerung erfahren.

4.1.3.2.1.2. Fokusnahe Objektpunkte

Bei Objektpunkten zwischen der Mediansagittalebene und dem Fokus sprechen wir entsprechend von „fokusnahen“ Objektpunkten P_f . In diesem Bereich des Strahlengangs gilt für die Vergrößerungskomponenten $V_{F_{xf,digital}} > E_z$, so dass für die Richtungswinkel der Abbildepunkte mit $y_f < FD/E_z$ mit (G17) gilt: $\gamma < \varphi$. Damit werden alle fokusnahen Objektpunkte in vertikaler Richtung in zu geringem Maßstab „entzerrt“, also relativ zu klein abgebildet (Abbildung 4.7).

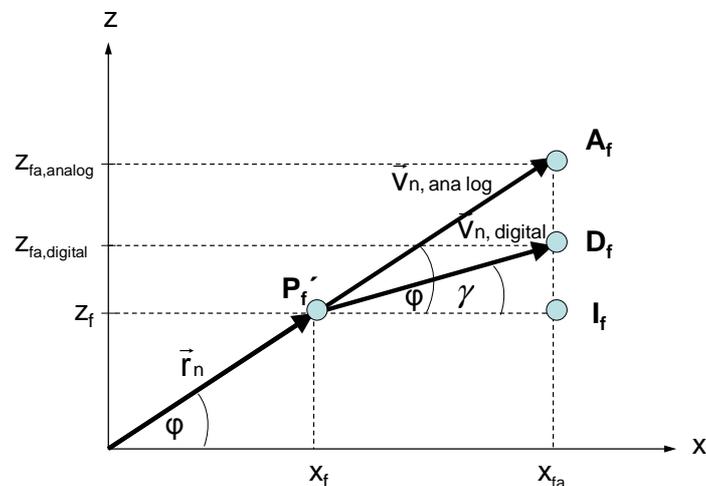


Abb. 4.7: Projektion fokusnaher Objektpunkte

Material und Methode

Die digitalen Abbildpunkte entsprechen damit für $\varphi=0^\circ$ und $\varphi=180^\circ$ den analogen Bildpunkten (Abbildung 4.9).

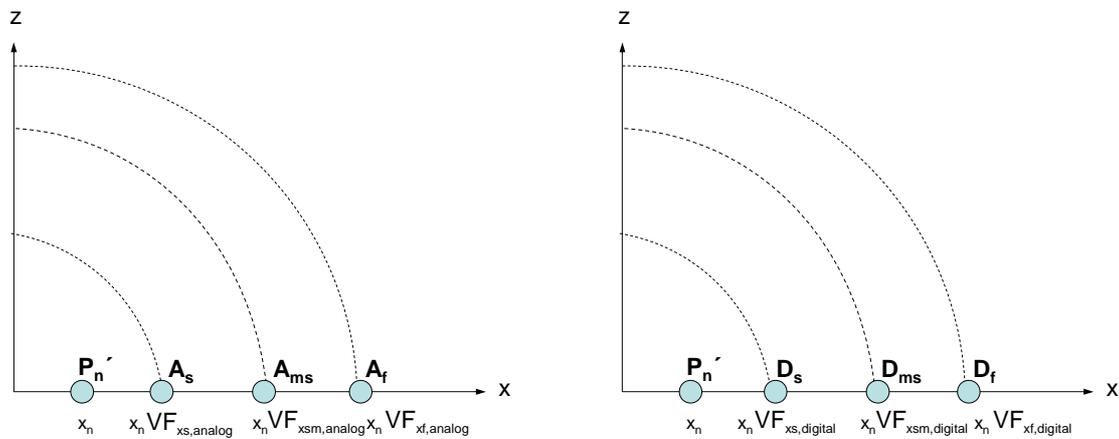


Abb. 4.9: Objektunkte mit $z_n = 0$ bei analoger (links) und digitaler Projektion (rechts)

Mit $\varphi=90^\circ$ oder $\varphi=270^\circ$ ergibt sich dagegen für die vertikale Komponente eine alleinige Abhängigkeit vom Entzerrungsfaktor E_z . Damit gilt für die vertikale Komponente der Vergrößerungsvektoren:

$$\frac{|\vec{v}_{n,digital}|}{r} = (E_z - 1)$$

Auf diese Weise kommen sensor-nahe, fokus-nahe und Objektunkte der Mediansagittalebene nicht mehr differenziert zur Abbildung, sondern überlagern sich. Dieser Effekt ist in Abbildung 4.10 im direkten Vergleich beider Projektionsverfahren dargestellt.

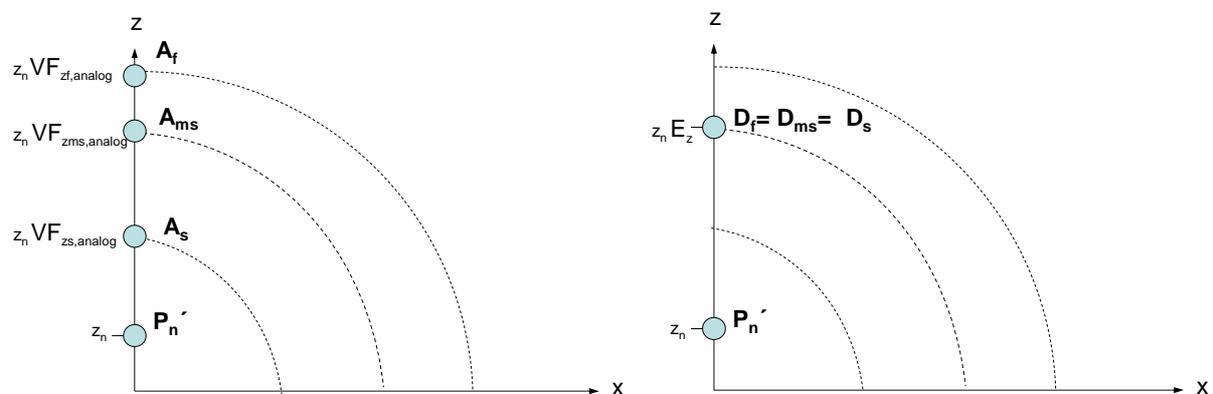


Abb. 4.10: Objektunkte mit $x_n = 0$ bei analoger (links) und digitaler Projektion (rechts)

Material und Methode

Nur im Fall $VF_{xn,digital} = E_z$ erhält man über (G18) einen richtungswinkelunabhängigen Wert, so dass lediglich Objektpunkte der Mediansagittalebene in demselben Vergrößerungsmaßstab wiedergegeben werden wie im konventionellen Verfahren (Abbildung 4.10). Für den Fall $VF_{xn,digital} \neq E_z$, und damit für Objektpunkte außerhalb der Mediansagittalebene erfährt die digitale Projektion aufgrund differierender vertikaler Vektorkomponenten des Vergrößerungsvektors eine Verzerrung. Die Vergrößerung ist daher neben der y-Koordinatenabhängigkeit zusätzlich - über den Richtungswinkel φ - auch von der x- und z-Koordinate des Objektpunktes abhängig.

4.1.3.3. Abbildevektor

Für Richtung und Länge der Abbildevektoren $\vec{q}_{n,digital}$ gelten folgende geometrische Zusammenhänge:

4.1.3.3.1. Richtung des Abbildevektors

Für den Richtungswinkel δ des Abbildevektors $\vec{q}_{n,digital}$ gilt:

$$\tan \delta = \frac{Z_{na,digital}}{X_{na,digital}} = \frac{r \cdot \sin \varphi \cdot E_z}{r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{xn,digital}} = \tan \varphi \cdot \frac{E_z}{VF_{xn,digital}}$$
$$\delta = \arctan \left(\tan \varphi \cdot \frac{E_z}{VF_{xn,digital}} \right) \quad \text{(G19)}$$

Auch hier sind die Objektpunkte hinsichtlich ihrer Raumlage bezüglich der Mediansagittalebene entsprechend 4.1.3.2.1. zu unterscheiden.

4.1.3.3.2. Länge des Abbildevektors

Für die Länge des Abbildevektors bezüglich des Abstandes r erhält man mit (G16):

$$\frac{|\vec{q}_{n,digital}|}{r} = \sqrt{(\cos \varphi \cdot VF_{xn,digital})^2 + (\sin \varphi \cdot E_z)^2} \quad \text{(G20)}$$

Damit gilt für die Länge des Abbildevektors:

$$|\vec{q}_{n,digital}| = r \cdot \sqrt{(\cos \varphi \cdot VF_{xn,digital})^2 + (\sin \varphi \cdot E_z)^2}$$

Die resultierende Länge des Abbildevektors ist nicht mehr, wie zuvor bei der konventionellen Abbildegeometrie mit (G12), unabhängig von der Orientierung des Objektpunktes in der x,z-Ebene, sondern über den Richtungswinkel φ von der Beziehung zwischen der x- und z-Komponenten des Objektpunktes abhängig.

4.1.3.4. Abbildebeziehung der digitalen Röntgentechnik

Für die Abbildpunkte D_n der digitalen Röntgenbildung gilt:

$$\text{Mit (G4): } D_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{x_n, \text{digital}} \\ r \cdot \sin \varphi \cdot E_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi \cdot \frac{FD}{y_n} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi \cdot E_z \end{pmatrix} \quad \text{(G21)}$$

$$\text{Mit (G5): } D_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi + v_{x_n, \text{digital}} \\ r \cdot \sin \varphi + v_{z_n, \text{digital}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \cos \varphi + v_{x_n, \text{digital}} \\ \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \sin \varphi + v_{z_n, \text{digital}} \end{pmatrix} \quad \text{(G22)}$$

4.1.4. Differenzierung der analogen und digitalen Abbildegeometrie

Zur Darstellung der Differenz zwischen analoger und digitaler Abbildegeometrie betrachten wir für beide Projektionsverfahren die Komponenten *Vergrößerungsfaktor* und *Vergrößerungsvektor* in direktem Vergleich, wobei die einzelnen Vektorgruppen für alle Richtungswinkel $\varphi \in [0; 2\pi]$ und damit Projektionen in allen vier Quadranten der Bildebene berücksichtigt werden.

4.1.4.1. Unterschied zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsfaktoren

Eine separate Analyse der horizontalen und vertikalen Komponenten der Vergrößerungsfaktoren beider Modalitäten im direkten Vergleich ergibt folgende Unterschiede:

4.1.4.1.1. Differenz der horizontalen Vergrößerungskomponenten

Die horizontalen Vergrößerungskomponenten beider Modalitäten sind mit (G4) und (G15) identisch, so dass gilt:

$$f_{\Delta x}(y_n) = (VF_{x_n, \text{ana log}} - VF_{x_n, \text{digital}})$$

$$f_{\Delta x}(y_n) = \left(\frac{FD_{\text{ana log}}}{y_n} - \frac{FD_{\text{digital}}}{y_n} \right) = 0$$

4.1.4.1.2. Differenz der vertikalen Vergrößerungskomponenten

Als Differenz der vertikalen Komponenten ergibt sich bei der Signaldarstellung:

$$f_{\Delta z}(y_n) = (VF_{z_n, \text{ana log}} - E_z)$$

Material und Methode

$$f_{\Delta z}(y_n) = \left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - E_z \right)$$

Daraus resultiert eine zu geringe Entzerrung der vertikalen Vergrößerungskomponente im Bereich $y_n < FD / E_z$ und eine zu starke für $y_n > FD/E_z$. Nur für $y_n = FD / E_z$ sind die Vergrößerungskomponenten gleich.

4.1.4.2. Unterschiede zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsvektoren

4.1.4.2.1. Differenz der horizontalen Vektorkomponenten

Aus (G5) und (G16) folgt: $V_{xn, \text{analog}} = V_{xn, \text{digital}} = r \cdot \cos \varphi \cdot \left(\frac{FD}{y_n} - 1 \right)$

Die horizontale Komponente des Vergrößerungsvektors ist bei beiden Verfahren kongruent.

4.1.4.2.2. Differenz der vertikalen Vektorkomponenten

Entsprechend der horizontalen Komponente ist nach (G5) beim analogen Verfahren die vertikale Komponente ebenfalls mit

$$V_{zn, \text{analog}} = r \cdot \sin \varphi \cdot \left(\frac{FD}{y_n} - 1 \right)$$

vom Abstand y_n des Objektpunktes zum Fokus abhängig. Im Gegensatz dazu besteht für die vertikale Komponente des Vergrößerungsvektors beim digitalen Verfahren mit

$$V_{zn, \text{digital}} = r \cdot \sin \varphi \cdot (E_z - 1)$$

eine Unabhängigkeit von der y-Koordinate des abzubildenden Objektpunktes.

4.1.4.3. Darstellung der Verzerrung

Die Verzerrung als Unterschied der analogen und digitalen Abbildebeziehung lässt sich folglich anhand der Differenz der vertikalen Komponenten der Vergrößerungsvektoren für den gesamten Strahlengang mit (G5) und (G16)

vektorgeometrisch darstellen $\Delta(\vec{v}_{n, \text{analog}} - \vec{v}_{n, \text{digital}}) = \begin{pmatrix} V_{xn, \text{analog}} - V_{xn, \text{digital}} \\ V_{zn, \text{analog}} - V_{zn, \text{digital}} \end{pmatrix} =$

$$= \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{analog}} - 1) - r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{xn, \text{digital}} - 1) \\ r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{zn, \text{analog}} - 1) - r \cdot \sin \varphi \cdot (E_z - 1) \end{pmatrix} =$$

$$= \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot (VF_{x_n, \text{ana log}} - VF_{x_n, \text{digital}}) \\ r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{z_n, \text{ana log}} - E_z) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{z_n, \text{ana log}} - E_z) \end{pmatrix} \quad (\text{G26})$$

4.1.4.4. Quantifizierung der Verzerrung

Die Größe der Verzerrung der digitalen Darstellung im Vergleich zur konventionellen Abbildengeometrie lässt sich mit (G26) für jeden beliebigen Objektpunkt P_n in Abhängigkeit seiner x_n -, y_n - und z_n -Koordinaten im Strahlengang wie folgt berechnen:

$$\begin{aligned} |\Delta(V_{z_n, \text{ana log}} - V_{z_n, \text{digital}})| &= \sqrt{0^2 + [r \cdot \sin \varphi \cdot (VF_{y_n, \text{ana log}} - 1 - E_z + 1)]^2} \\ |\Delta(V_{z_n, \text{ana log}} - V_{z_n, \text{digital}})| &= \sin \varphi \cdot \sqrt{x_n^2 + z_n^2} \cdot \left(\frac{FD}{y_n} - E_z\right) \quad (\text{G27}) \end{aligned}$$

Durch Multiplikation der Gleichung (G27) mit dem Faktor 100 erhält man die prozentuale Abweichung der digitalen vertikalen Komponenten im Vergleich zum analogen Verfahren.

4.2. Empirische Überprüfung

4.2.1. Röntgengeräte

Zur empirischen Überprüfung der theoretisch postulierten Abweichungen kamen drei Röntgengeräte zum Einsatz, deren Besonderheiten hinsichtlich ihrer unterschiedlichen Funktionsweise im Folgenden beschrieben werden sollen.

4.2.1.1. Funktionsweise des Orthophos C[®]

Zur Erstellung analoger Fernröntgenseitenbilder kam das Gerät Orthophos C[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) zum Einsatz. Diese konventionelle Fernröntgenanlage ist mit einer Filmkassettenhalterung und einer Kopfhaltvorrichtung (Kephalostat) ausgestattet, bei der beide Vorrichtungen starr über einen Auslegearm am Gerät fixiert sind. Das Kephalostat besteht aus zwei in ihrem horizontalen Abstand synchron verschiebbaren Stützvorrichtungen, deren Enden jeweils mit einer konischen Ohrolive zur Einführung in den Porus acusticus externus des Patienten versehen sind. Der Gerätebauart nach erfolgt die Justierung des Zentralstrahls durch beide Ohrolivenspitzen [113]. Damit wird zum einen

Material und Methode

sichergestellt, dass mit dieser Positionierungshilfe sowohl die Norma lateralis des Patientenschädels wie auch die Filmkassette senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sind und zum anderen die Mediansagittalebene des Patientenkopfes einen reproduzierbaren Abstand von 1,50 m zum Fokus besitzt [109]. Über das Anlegen einer integrierten Stirnstütze an das Nasion wird zudem die vertikale Ausrichtung des Patienten in seiner natürlichen Kopfhaltung - im Regelfall nach der Frankfurter Horizontalen [44] – ermöglicht.

Auf diese Weise sind durch den konstanten Film-Fokus-Abstand von 1690 Millimetern und die definierte Kopfpositionierung über das Kephalostat standardisierte Verhältnisse für die Anfertigung der Röntgenbilder gewährleistet, was sowohl für die Vermessung wie auch für den Vergleich von zu unterschiedlichen Zeitpunkten erstellten Aufnahmen von Bedeutung ist [44].

4.2.1.2. Funktionsweise des Orthophos Plus DS Ceph[®]

Seit dem Jahr 1996 steht mit dem Röntgengerät Orthophos Plus DS[®] Ceph (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) das erste kommerzielle volldigitale Gerät zur Erstellung von Panoramaschichtaufnahmen und Fernröntgenseiten- und -frontalbildern zur Verfügung.

4.2.1.2.1. Signalerfassung

Bei diesem auf CCD-Sensortechnologie basierendem Aufzeichnungsverfahren tritt an Stelle der konventionellen Filmkassette ein Zeilensensor mit den äußeren Abmessungen 280 mm x 120 mm x 30 mm und einer aktiven Fläche von 184 mm x 5,9 mm im Fernröntgenmodus. Mit einer physikalischen Pixelgröße von 45 x 45 µm und einer durch 2 x 2 Pixelbinning abgespeicherten Pixelgröße 90 x 90 µm resultiert daraus bei einer effektiven Slotthöhe von 3,6 mm eine Pixelmatrix von 80 Zeilen und 2052 Pixeln pro Zeile. Während der Aufzeichnung des Strahlenbildes wird der im Kephalostat positionierte Kopf des Patienten in vertikaler Richtung von kranial nach kaudal mittels Slottechnik im Scan-Drift-Mode abgescannt. Bei diesem ca. 15,7 Sekunden dauernden Vorgang bewegen sich Primär- und Sekundärblende sowie der Zeilensensor synchron zum Fokus mit, wobei der durch eine Schlitzblende nur zeilengroße, fächerförmig erzeugte Röntgenstrahl den Kopf Linie für Linie abfährt [33], [66].

4.2.1.2.2. Bilddarstellung

Da der Zeilensensor 80 Zeilen besitzt, wird jeder Objektpunkt beim Vertikalscannvorgang 80 Mal aufgenommen und in der Bildverarbeitung aufaddiert, wobei die Aufaddierungsgeschwindigkeit im CCD-Halbleiter durch das Time-Delay-and-Integration-Verfahren (TDI) exakt der Bewegungsgeschwindigkeit der parallel laufenden Elemente Röntgenstrahler und Sensor entspricht [66]. Die effektive Belichtungszeit beträgt aufgrund der Slot-Technologie 270 Millisekunden [110].

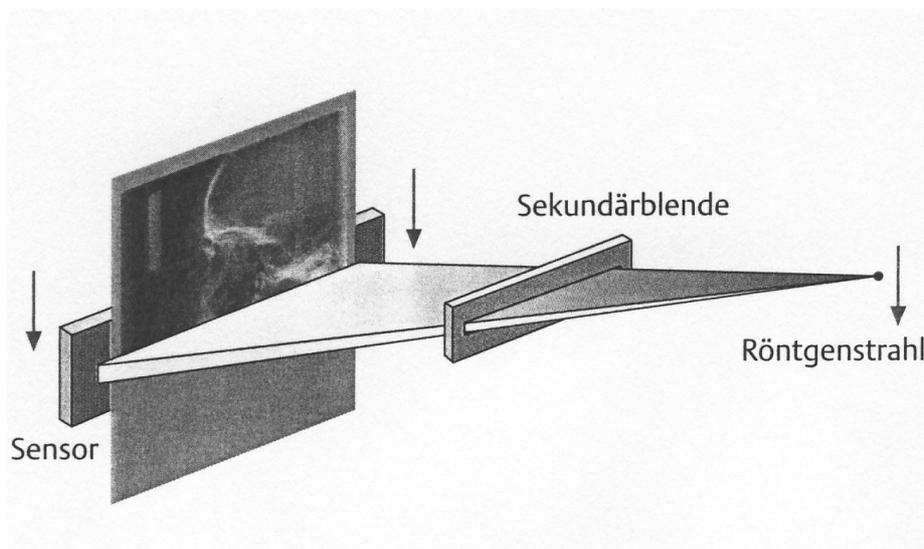


Abb. 4.11: Vertikaler Scannvorgang beim Orthophos Plus DS Ceph® [A8]

Aufgrund der starren Montage der Kopfhalterung am Röntgengerät ist eine über die synchrone Führung der Ohroliven für jede Kopfbreite reproduzierbare Mediansagittalebene des Schädels einstellbar. Der durch die Gerätebauart definierte unveränderliche Abstand der Mediansagittalebene zum Fokus beträgt laut Herstellerangaben 1500 Millimeter. Mit einem Fokus-Detektor-Abstand von 1650 Millimeter ergibt sich dort für die Vergrößerung in der Horizontalen ein Wert von $1650/1500 = 1,1$ ($VF_{x,digital} = 1,1$) und damit eine Vergrößerung von 10 %. Durch den parallelen Verlauf von Sensor und Fokus findet in der Vertikalen keine Vergrößerung statt ($VF_{z,digital} = 1$). Um eine Vergleichbarkeit zum Filmbild zu erreichen, wird deshalb bei der Bildverarbeitung algorithmisch nach jeder 10ten Darstellungszeile eine zusätzliche Bildzeile mit der gleichen Information der 10ten als 11te Zeile eingeschoben, wodurch eine nachträgliche Entzerrung in der Vertikalen von ebenfalls 10 % ($E_z = 1,1$) erzielt wird [66]. Im Anschluss an die Aufnahme erfolgt binnen 60 – 80 Sekunden eine automatische Vorverarbeitung der mit 12 Bit (4096

Material und Methode

Dichtestufen) erfassten Bildinformationen auf 8 Bit und damit die Bilddarstellung von 256 Graustufen auf einem hochauflösenden Computerbildschirm. Das Röntgenbild wird automatisch als patientenbezogene Bilddatei im TIFF-Format 6.0 auf der Festplatte abgespeichert und kann im Weiteren durch den Betrachter über die systemspezifische Software SIDEXIS® (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) verwaltet und manuell bearbeitet werden [112].

4.2.1.3. Funktionsweise des Orthophos XG^{Plus} Ceph®

Seit Herbst 2004 ist mit dem Orthophos XG^{Plus} Ceph® das Nachfolgegerät der Firma Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) auf dem Markt. Neben Weiterentwicklungen in den Bereichen Programmstruktur, Diagnosemöglichkeiten, Patientenpositionierung und Touchscreen-Steuerung [111] finden sich für die Fernröntgenaufnahmen im Bereich der Bilderfassung folgende technischen Innovationen:

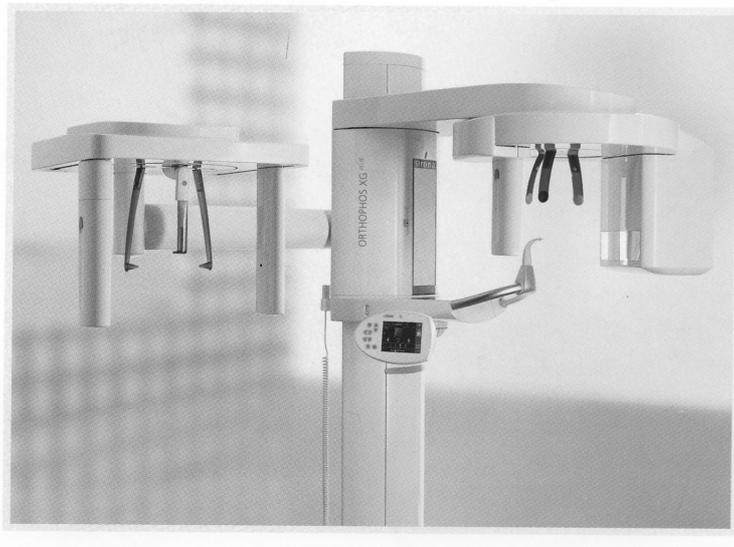


Abb. 4.12: Orthophos XG^{Plus} Ceph® [A9]

4.2.1.3.1. Signalerfassung

Bei dem ebenfalls auf direkt-digitalen CCD-Festkörpersensoren basierenden Aufzeichnungsverfahren wird durch Einführung eines horizontalen Scannvorgangs mittels Slottechnik und Scan-Drift-Mode der Kopf des Patienten bei einer lateralen Schädelorientierung von frontal nach occipital abgescannt [111].

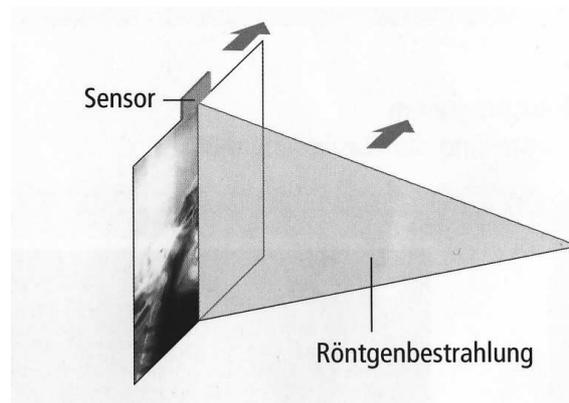


Abb. 4.13: Horizontaler Scannvorgang beim Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] [A9]

Hierbei findet ein Zeilensensor Verwendung, dessen Pixelelemente bei einer physikalischen Größe von $27 \times 27 \mu\text{m}$ und einem 4×4 Pixelbinning als abgespeicherte Pixelgröße $108 \times 108 \mu\text{m}$ zur Folge haben. Die Bilderfassung erfolgt in 16-Bit-Technologie, was 65536 Dichtestufen entspricht. Bei einem Standardbildformat von $18 \times 23 \text{ cm}$ beträgt die Strahlzeit 9,4 Sekunden mit einer effektiven Belichtungszeit von 270 Millisekunden [108].

4.2.1.3.2. Bilddarstellung

Wie bei den Vorgängermodellen besitzt das Gerät ein Kephalostat zur Fixierung des Patientenschädels, wobei der Abstand zur Mediansagittalebene ebenfalls mit 1500 mm vorgegeben ist. Bei einem Fokus-Detektor-Abstand von 1714 mm führt dies in der Mediansagittalebene zu einem Vergrößerungsmaßstab von $1:1,143$.

Im weiteren Verlauf der Bildverarbeitung wird das Röntgenbild auf den mit dem Vorgängermodell eingeführten Maßstab $1:1,1$ algorithmisch heruntergerechnet, damit ein C3-Bild auf einen DIN-A4-Ausdruck passt, was die darstellbare Pixelgröße entsprechend auf $104 \mu\text{m}$ verkleinert [108]. Die horizontale Ausrichtung des Scannprozesses ermöglicht bei lateralen Fernröntgenaufnahmen Bildgrößen von $18 \times 23 \text{ cm}$ bis $29 \times 23 \text{ cm}$, so dass sich als Pixelmatrix entsprechend die Formate 1804×2136 Pixel beziehungsweise 2808×2136 Pixel ergeben [111].

4.2.2. Prüfobjekte

4.2.2.1. Konstruktion eines geometrischen Prüfkörpers

Die Grundüberlegungen zur Konstruktion eines geometrischen Prüfkörpers verfolgten das Ziel, anhand von Objektpunkten mit eindeutig definierten und reproduzierbaren

Material und Methode

Raumlagen im Strahlengang das Abbilverhalten bei analoger und digitaler Abbildegometrie dezidiert aufzuzeigen. Neben der Erfüllung grundlegender bildgestaltender Anforderungen war das primäre Bestreben, mit einer möglichst geringen Dimensionierung der abzubildenden Objekte das Projektionsverhalten präzise rückverfolgen zu können. Als Objekte wurden hierfür genormte Stahlkugeln mit einem Durchmesser von 800 µm verwendet, wobei durch die Wahl der Kugelform eine ausgewogene Gleichförmigkeit aller Dimensionsrichtungen vorherrschte.

Um Rückschlüsse auf das Projektionsverhalten der einzelnen Kugeln ziehen zu können, lagen der Wahl der Objektpositionierungen folgende Überlegungen zugrunde: Zum einen sollten die Kugeln in verschiedenen Ebenen parallel zur Detektorebene angeordnet sein, was eine Unterscheidbarkeit des Projektionsverhaltens in Abhängigkeit von der Distanz zum Fokus, respektive der Bildebene ermöglicht. Zum anderen sollte in den jeweiligen Ebenen eine Differenzierung der Objektlage sowohl hinsichtlich ihres Abstandes zum Zentralstrahl wie auch hinsichtlich ihres Richtungswinkels in allen Quadranten realisierbar sein. Überdies sollte die räumliche Verteilung der Objektpunkte in einem Raumvolumen erfolgen, welches annähernd dem eines humanen Erwachsenenschädels entspricht. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wurden die Objektkugeln in neun zur Bildebene parallelen, äquidistanten Ebenen in identischer Formation angeordnet. Ihre Figuration erfolgte dergestalt, dass pro Ebene 3 x 8 Kugeln die Eckpunkte und die Seitenhalbierenden dreier unterschiedlich großer, konzentrischer Quadrate mit derselben Ausrichtung markieren, deren Mittelpunkt dem Zentralstrahldurchtrittspunkt der Ebene entspricht und deren Basis nach der Horizontalen und demzufolge deren Höhe nach der Vertikalen ausgerichtet sind. Auf diese Weise bestimmen acht Kugeln ein Quadrat, wobei die Seitenlängen der jeweiligen Quadrate 40 mm, 80 mm und 120 mm betragen. Die 24 Kugeln jeder Ebene haben damit jeweils die gleiche Distanz zum Fokus und besitzen einen definierten Abstand zum Zentralstrahl mit einem Richtungswinkel $\varphi_n = n \cdot \frac{\pi}{4}$ und $n \in [1;8]$, den sie *per definitionem* mit der Horizontalen einschließen.

Um dies praktisch umzusetzen, wurden - im Sinne von Positionierungsschablonen für die Kugeln – transluzente Plexiglasscheiben von 2,0 mm Dicke mit den horizontalen und vertikalen Maßen 200 x 250 mm verwendet, die damit in der Lateralebene dem Format von Fernröntgenseitenaufnahmen entsprechen. Diese wurden mit maschinell erstellten Bohrungen von 1,0 mm Durchmesser zur Aufnahme der Kugeln

Material und Methode

vorbereitet. Die gewünschten Bohrlochpositionen wurden mit Hilfe millimeterskalierter Papierschablonen eruiert, die auf den Platten nach orthogonaler Ausrichtung mittels Klebestreifen fixiert wurden. Die Positionierung der Kugeln erfolgte mittels Pinzette dergestalt, dass sie im Bohrloch der Platte bilateral durch Klebestreifen rigide fixiert wurden und somit ihre Bewegungsfreiheit vollkommen eingeschränkt war. Zusätzlich wurden in einem Abstand von 10 mm vom Plattenrand jeweils 8 Bohrungen mit 3,0 mm Durchmesser zur Aufnahme von Stützstreben jeweils in den Ecken wie in den Seitenhalbierenden der Platten vorgenommen. Diese Stützstreben bestanden aus stählernen Schraubgewinden (Länge 170 mm, Durchmesser 3,0 mm), über die normierte, zylinderförmige Stahlabstandbolzen (Länge 17,4 mm, Innendurchmesser 3,0 mm, Außendurchmesser 5,5 mm) alternierend zwischen den Platten geführt und an den Enden mit je einer Schrauben- und Kontermutterkombination über ein Drehmomentschlüssel bei einer konstanten Kraft von 2 Nm fixiert wurden. Auf diese Weise wurde einerseits ein konstanter Abstand und andererseits über die Auflageflächen der Bolzen, eine exakt parallele Ausrichtung der Platten zueinander erreicht.



Abb. 4.14: Geometrischer Prüfkörper

Material und Methode

4.2.2.2. Quelle und Vorbereitung menschlicher Schädelpräparate

Für die röntgenologischen Untersuchungen standen fünf mazerierte menschliche Schädel als Leihgabe der Anthropologischen Staatssammlung München, mit freundlicher Genehmigung des Bayerischen Landesamtes für Denkmalpflege, zur Verfügung. Diese archäologischen Funde entstammen frühmittelalterlichen Reihengräbern der heutigen Gemeinden Künzing (Unterthürft / Ortsflur Bruck / Landkreis Deggendorf) und Gröckerfeld (Zacker / Landkreis Fürstenfeldbruck) in Bayern. Die auf den Schädelkalotten vermerkten Grabnummern dienten der Identifizierung des jeweiligen Präparats und wurden anstelle des Patientennamens zur eindeutigen paarweisen Zuordnung zusammengehöriger analoger und digitaler Röntgenbilder verwendet.

An jedem Schädel wurden an acht ausgewählten anatomischen Referenzpunkten metallische Kugeln von 800 µm Durchmesser mit Bracketwachs fixiert. Die Positionierung der Referenzkugeln erfolgte in der Mediansagittalebene am Nasion, der Spina nasalis anterior und posterior und am B-Punkt. Weitere Kugeln extramedian wurden am Infraorbitale sinister und dexter und am Gonion sinister und dexter befestigt. Zusätzlich wurde jeder Schädel mit einer metallischen Matrizenscheibe von 10,0 mm Außen- und 5,0 mm Innendurchmesser im Porus acusticus internus sinister versehen, die in der Lateralebene ausgerichtet ebenfalls mittels Bracketwachs befestigt wurde.



Abb. 4.15: Matrizenscheibe im Porus acusticus sinister eines Schädelpräparates

Um Beschädigungen des biologischen Materials zu vermeiden, erfolgte die Fixierung des Unterkiefers am Schädel über eine Seilkonstruktion. Mit zwei Nylonseilen wurde auf beiden Seiten der Arcus zygomaticus mit dem Corpus mandibulae verbunden, so

Material und Methode

dass über die schwebende Lagerung des Unterkiefers eine Selbstfindung der Kondylen in der stabilsten Lage in den Fossae articularis erzielt wurde. In einem zweiten Schritt erfolgte die Längenjustierung der Seilkonstruktion derart, dass bei bilateral zentrischer Kondylenposition Okklusionskontakt zwischen oberer und unterer Bezahnung gegeben war und damit über eine Dreipunktstützung eine eindeutige und reproduzierbare räumliche Ausrichtung des Unterkiefers zum Schädel erreicht wurde.

4.2.3. Versuchsaufbau

Ziel des Versuchsaufbaus war es, die der Aufnahmetechnik zugrunde liegende Projektionsgeometrie des jeweiligen Gerätes als isolierte Variable zu ermitteln. Daher war es notwendig, unter Verwendung identischer Prüfobjekte eine im Rahmen der technischen und praktischen Umsetzbarkeit annähernd identische Versuchsanordnung zu erreichen, die eine Übertragbarkeit sowohl zwischen den verschiedenen Aufnahmen eines Geräts zu unterschiedlichen Zeitpunkten wie auch zwischen den unterschiedlichen Geräten selbst ermöglichte.

4.2.3.1. Vorbereitung des Prüfkörpers zum Röntgen

Bei der Vorbereitung des Prüfkörpers zum Röntgen wurde eine Aufhängevorrichtung unter Verwendung von zwei Standardschutzkappen der Ohrolivenkoni und einem Stahldraht konstruiert. Hierfür wurde in die Kappenspitzen der im Gerätesortiment befindlichen Kunststoffschutzkappen der Ohrolivenkoni zentriert eine Bohrung von 1 mm Durchmesser und 2 mm Tiefe vorgenommen. Des Weiteren wurde ein gerader Standardstahldraht vom Durchmesser 0,8 mm und einer Länge von 161 mm durch die zentralen Bohrlöcher der neun Plexiglasscheiben des Prüfkörpers derart positioniert, dass beidseits eine Überschusslänge von 2 mm resultierte. Nach Aufsetzen der präparierten Schutzkappen auf die Ohroliven wurde der Prüfkörper dergestalt im Strahlengang positioniert, dass die Enden des Drahtes in die Bohrungen der Koni eingeführt werden konnten. Über die Konuspassung der Kappen wurde durch das Zusammenführen der Ohrolivenstäbe eine stabile Lage des Prüfkörpers im Strahlengang des Röntgengerätes eingenommen. Da die Justierung des Zentralstrahls laut Herstellerangaben durch beide Ohrolivenspitzen erfolgt, entsprach mit dieser Positionierungsmethode der Verlauf des Stahldrahts dem des

Material und Methode

Zentralstrahl und die Ebenen des Prüfkörpers waren auf diese Weise parallel zur Detektorebene ausgerichtet. Mit Hilfe eines von kaudal als drittem Abstützpunkt wirkenden Stütztellers auf einem in seiner Höhe justierbaren Fotostativ erfolgte die horizontale Ausrichtung des Prüfkörpers in der Lateralebene. Zur Feineinstellung der Stütztellerraumlage ist dieser an seiner Unterseite über ein elektronisch steuerbares Kugelgelenk mit dem Fotostativ verbunden, so dass unter Zuhilfenahme einer T-Wasserwaage eine parallele Ausrichtung des Stütztellers zur Erdhorizontalen - bei eindeutiger und sicherer Fixierung des Prüfkörpers - erfolgen konnte.

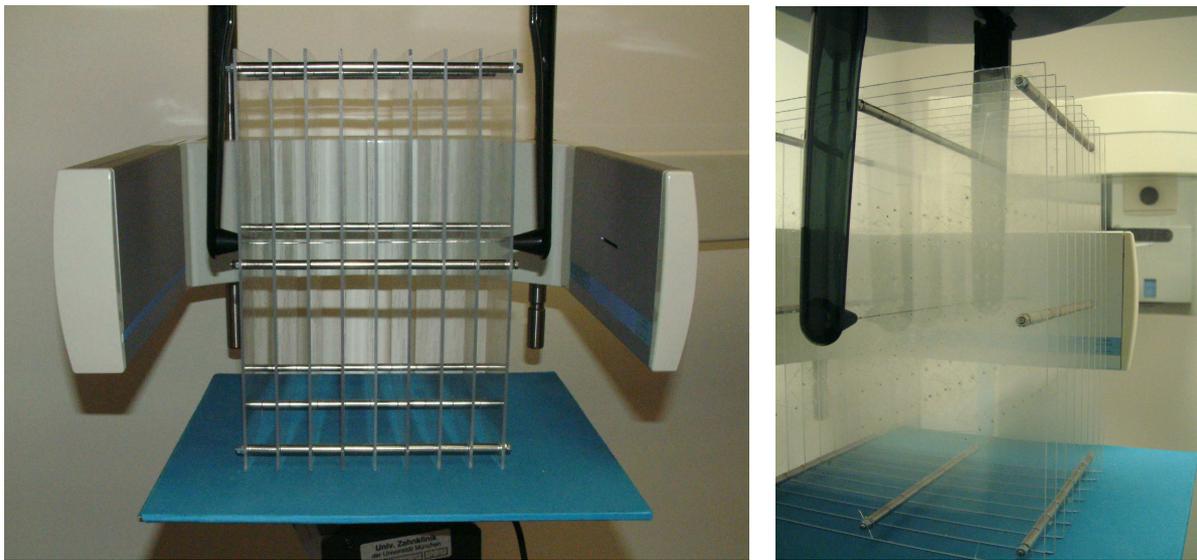


Abb. 4.16: Positionierung des Prüfkörpers im Kephalostat des Orthophos Plus DS Ceph[®]

4.2.3.2. Vorbereitung der menschlichen Schädelpräparate

Für eine exakt definierte und reproduzierbare Positionierung der Schädelpräparate, die einen Vergleich zwischen den Röntgengeräten erlaubte, erfolgte die Ausrichtung wie folgt: Die transversale Fixierung der Schädel erfolgte über das Kephalostat. Die beiden Ohrliven wurden mit den Schutzkappen versehen, wobei als Schutzkappe für die rechte Ohrlive der mit einer metallischen Kugel versehene Konus Verwendung fand, der zur Justierung des Zentralstrahls im Gerätesortiment standardmäßig mitgeliefert wird. Die linke Ohrlive wurde in den Porus acusticus sinister mittig auf die Öffnung der dort nach der Lateralebene ausgerichteten Metallmatrize gesetzt, was nach Zusammenführen der Ohrliven zu einer zentrierten Lagefindung in der Matrizenmitte führte. Um in der Lateralebene eine definierte Position einzunehmen wurde in einem zweiten Schritt die Stirnstütze des Geräts

Material und Methode

senkrecht arretiert und in ihrer vertikalen Höhe derart eingestellt, dass die am Nasion angebrachte Kugel Kontakt zur Stirnstütze aufwies und somit als dritter Abstützpunkt die räumliche Lage festlegte. Um dieser Position zusätzliche Stabilität zu verleihen wurde eine weitere Abstützung von kaudal konstruiert. Dabei fungierte das Fotostativ als Basis, dessen Drehteller vorab mit einer T-Wasserwaage parallel zur Erdhorizontalen ausgerichtet worden war. Auf diesen wurde ein kegelstumpfförmiger Becher mit seiner breiteren, offenen Seite gesetzt, so dass der Becherboden kontaktlos, circa zwei Zentimeter unterhalb des Foramen magnum des Schädelpräparates zu liegen kam. Im Weiteren wurde eine dentale Silikonmasse mit entsprechendem Aktivator vermischt und im noch plastischen Zustand auf den Becher gesetzt. Daraufhin wurde das Stativ in seiner Höhe verstellt, so dass sich die knöchernen Strukturen um das Foramen magnum vor dem Aushärten des noch plastischen Silikons imprimierten. Durch manuelle Lagefixierung des Schädels wurde darauf geachtet, einer möglichen Rotation entgegenzuwirken. Nach Aushärtung des Silikons erhielt man auf diese Weise einen Silikonschlüssel als Positionierungsschablone für jeden Schädel, der neben der Gewährleistung einer erhöhten Lagestabilität auch eine reproduzierbare Positionierung der Schädel in den verschiedenen Geräten ermöglichte.

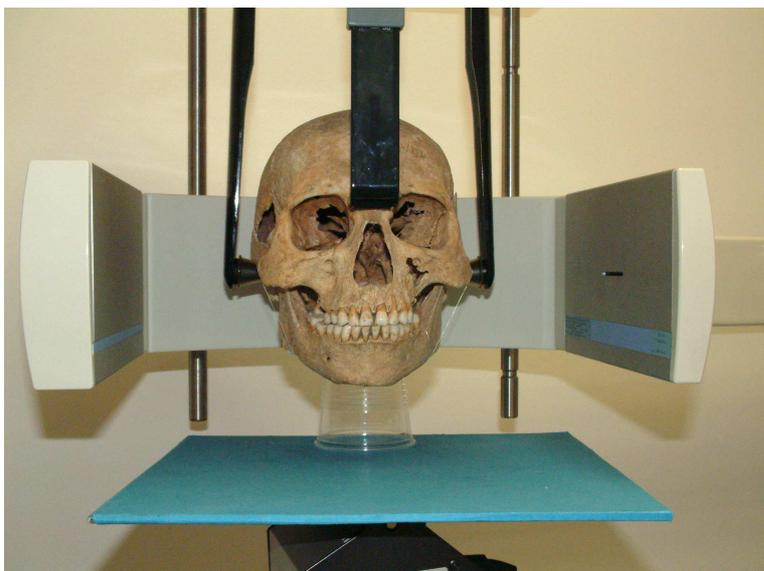


Abb. 4.17a: Positionierung der Schädelpräparate im Kephalostat



Abb. 4.17b: Silikonschlüssel (Pfeil) am Foramen magnum

Material und Methode

4.2.4. Erstellung der Röntgenbilder

4.2.4.1. Fernröntgenseitenbilder des Prüfkörpers

Mit jedem der drei Röntgengeräte wurden vom Prüfkörper mehrere Aufnahmen im Fernröntgenseitenmodus erstellt. Die Auswahl eines geeigneten Referenzbildes für das jeweilige abbildende System erfolgte nach folgenden Kriterien: Neben der Erkennbarkeit aller Objektpunkte war eine möglichst optimale Positionierung bezüglich des Zentralstrahls entscheidend. Da der Versuchsaufbau und der Prüfkörper derart konzipiert sind, dass bei orthogonaler Positionierung des Prüfkörpers die durch die Mittellöcher der einzelnen Ebenen verlaufende Querstrebe im Zentralstrahl des Strahlenfeldes zu liegen kommt und damit im Idealfall in der Lateralaufnahme punktförmig abgebildet wird, war das Kriterium eines punktförmigen Mittelpunktes zu erfüllen.

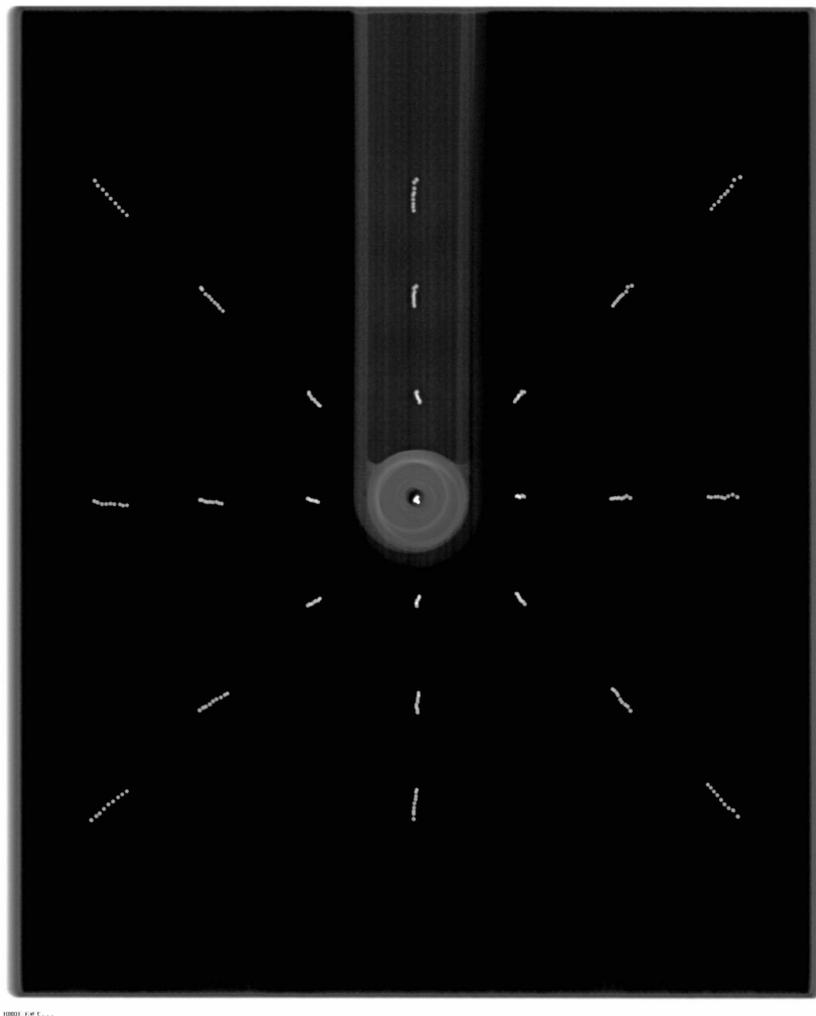


Abb. 4.18: Fernröntgenseitenbild des geometrischen Prüfkörpers

4.2.4.2. Fernröntgenseitenbilder der Schädelpräparate

Mit jedem Abbildesystem wurden von den fünf verschiedenen Schädeln mehrere Fernröntgenseitenaufnahmen erstellt und dasjenige als Referenzbild für den jeweiligen Schädel ausgewählt, welches den Anforderungen von Positionierung und Detailerkennbarkeit im Strahlengang am besten gerecht wurde. Für eine hinreichend gute Positionierung der Schädel bezüglich des Zentralstrahls war das in Kapitel 4.2.3.2 beschriebene Kimme und Korn-Prinzip von Kugel und Scheibe in den Pori accustici zu erfüllen. Daneben sollten alle relevanten anatomischen Strukturen hinreichend gut erkennbar sein um im Weiteren die kephalometrische Vermessung durchführen zu können. Da bei mazerierten Schädeln eine Strahlenabsorption durch Weichgewebe fehlt, erfolgte die Einstellung der Aufnahmeparameter Röhrenstromstärke, Röhrenspannung und Belichtungszeit nach empirischer Veränderung der einzelnen Variablen, um eine Fehlbelichtung im Sinne von Unter- oder Überbelichtung der abzubildenden Objekte zu vermeiden.



Abb. 4.19: Fernröntgenseitenbild eines mazerierten Schädelpräparats

Material und Methode

4.2.4.3. Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos C[®]

Bei der Erstellung der analogen Fernröntgenseitenaufnahmen kam ein Film-Folien-System zum Einsatz, bestehend aus einer Filmkassette mit doppelseitig positionierten Verstärkerfolien in Kombination mit einem Röntgenfilm der Größe 24 x 36 cm und einer 200 ASA Empfindlichkeit, was eine feinkörnige Darstellung der grazilen anatomischen Schädelstrukturen ermöglichte.

Aufnahmeparameter:

- Röhrenspannung: 60 Kilovolt
- Röhrenstrom: 16 Milliampère
- Belichtungszeit: 64 Millisekunden
- Gesamtfilter: 2,5 mm Al
- Entwicklung: Dürr Dental AC245L
- Brennfleck: 0,5 x 0,5 mm

Nach der Röntgenfilmentwicklung in der Dunkelkammer mit dem Röntgenentwickler Dürr Dental AC245L wurden die analogen Röntgenbilder in einem zweiten Schritt digitalisiert. Dies erfolgte mit einem Scanner der Poliklinik für Kieferorthopädie der Universität München im 8-bit-Graustufenmodus bei 300 dpi (dots per inch = Punkte pro Zoll) und damit mit einer nach der Studie von ONGKOSUWITO et al. [74] für die kephalometrische Auswertung von Fernröntgenseitenbildern ausreichenden Bildauflösung.

4.2.4.4. Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos Plus DS Ceph[®]

Aufnahmeparameter:

- Röhrenspannung: 60 Kilovolt
- Röhrenstrom: 9 Milliampère
- Belichtungszeit nicht einstellbar, da durch die Dauer des Scannvorgangs mit 15,7 Sekunden vorgegeben, bei einer Belichtungszeit von 270 Millisekunden
- Gesamtfilter: 2,5 mm Al
- Brennfleck: 0,5 x 0,5 mm

Material und Methode

4.2.4.5. Fernröntgenseitenbilder mit Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

Aufnahmeparameter:

- Röhrenspannung: 60 Kilovolt
- Röhrenstrom: 9 Milliampère
- Belichtungszeit nicht einstellbar, da durch die Dauer des Scannvorgangs mit 9,4 Sekunden vorgegeben, bei einer Belichtungszeit von 270 Millisekunden
- Gesamtfilter: 2,5 mm Al
- Brennfleck: 0,5 x 0,5 mm

4.2.5. Computerunterstützte Vermessung der Fernröntgenseitenbilder

Zur computerunterstützten Vermessung der Röntgenbilder stand ein IBM Personalcomputer mit einem Intel Pentium IV Prozessor und dem Betriebssystem Microsoft[®] Windows[®] XP Professional zur Verfügung. Die Auswertung erfolgte an einem 17-Zoll-Computerbildschirm der Firma Siemens mit der Auflösung von 1024 x 768 Pixeln bei 256 Graustufen. Als kephalometrisches Auswertungsprogramm diente die Software FR-WIN 6.0[®] der Firma Computer Konkret AG[®].

4.2.5.1. Import der Röntgenbilder in FR-WIN[®] 6.0

Bilddateien der digitalen Röntgenbilder lagen durch die Bildausgabesoftware SIDEXIS[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) der jeweiligen Geräte in folgenden Formaten vor: Die Bilddateien des Orthophos Plus DS Ceph[®] besitzen eine Auflösung von 282 dpi bei 525 Bildpunkten horizontal und 663 Bildpunkten vertikal, die des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] bei gleicher Auflösung von 282 dpi 465 Bildpunkte horizontal und 663 Bildpunkte vertikal. Alle Bilddateien wurden in digitaler Form über die Importfunktion in das Auswertungsprogramm FR-WIN 6.0[®] importiert.

4.2.5.2. Vermessung der Prüfkörperrentgenbilder

4.2.5.2.1. Anlegen einer neuen Analyse

Das Auswertungsprogramm erlaubt es, bestehende Analysen zu modifizieren sowie neue anzulegen. Für die Auswertung der Prüfkörperbilder wurde eine Analyse bestehend aus 217 Eingabepunkten definiert, mit der Funktion, die x- und z-

Material und Methode

Koordinaten der angewählten Objektpunkte unter der zugehörigen Punktbezeichnung abzuspeichern. Die 217 zu messenden Objektpunkte des Prüfkörpers wurden wie folgt bezeichnet: Die acht sich radiär darstellenden Objektpunktreihen wurden alphabetisch im Uhrzeigersinn - beginnend im Bildquadranten links oben - von A bis H benannt. Innerhalb jeder Reihe erhielten die Objektpunkte von innen nach außen einen Zahlenindex von 1 bis 27. Der im Zentralstrahl liegende Mittelpunkt wurde mit M bezeichnet. In jedem der drei Prüfkörperröntgenbilder wurden die 217 Objektpunkte nach dieser Systematik mittels Cursor angewählt und nach Abschluss der Analyse auf der Festplatte abgespeichert. Jedes der drei Röntgenbilder wurde auf diese Weise fünfmal Mal ausgewertet und jeweils separat abgespeichert.

4.2.5.2.2. Datenexport

Der Datenexport unter FR-WIN 6.0[®] erfolgt pro Datensatz und Auswertung. Die Daten werden so in einem ASCII-File gesammelt und sind sekundär in Microsoft[®] Excel 2000 importierbar. Hier erfolgt die Aufbereitung und Weiterverarbeitung der Datensätze.

4.2.5.2.3. Transformation der Datensätze

4.2.5.2.3.1. Koordinatenursprungstransformation

Die Koordinatenausgabe durch das Auswertungsprogramm erfolgt automatisch bezüglich eines Koordinatensystems mit Ursprung in der linken oberen Bildecke. Bei vorliegender Fragestellung bedarf es allerdings einer Zuordnung der Objektpunkte bezüglich des Zentralstrahls und damit einer Koordinatentransformation durch Verschiebung des Koordinatenursprungs auf den Mittelpunkt M des Prüfkörperbildes. Mit vorliegendem ursprünglichen Koordinatensystem gilt bei der Wahl des Mittelpunktes M mit den Koordinaten $M = (x_m / z_m)$ als neuem Koordinatenursprung für die neuen Koordinaten der Bildpunkte folgende Transformationsgleichung:

$$\begin{pmatrix} x_{\text{neu}} \\ z_{\text{neu}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{\text{alt}} - x_m \\ -z_{\text{alt}} + z_m \end{pmatrix}$$

4.2.5.2.3.2. Anpassung der Bildkalibrierung

Die Kalibrierung der Bilddateien wird von der Software FR-WIN[®] automatisch übernommen. Diese beruht darauf, dass die meisten Formate eine Speicherung in dpi = dots per inch (Punkte pro Zoll) zulassen und der horizontale Wert der Bilddatei für die Kalibrierung übernommen wird, wobei der vertikale Wert im entsprechenden Verhältnis angepasst wird [53]. Um eine direkte Vergleichbarkeit der Objektpunktkoordinaten verschiedener Bilder zu erreichen, bedarf es einer Kalibrierungsanpassung der jeweiligen Bildformate. Die Bilddateien lagen in folgenden Formaten vor: Analoge Bilder wurden mit einer Auflösung von 300 dpi eingescannt und besitzen 612 Bildpunkte horizontal und 842 Bildpunkte vertikal. Die Bilddateien des Orthophos Plus DS Ceph[®] besitzen eine Auflösung von 282 dpi bei 525 Bildpunkten horizontal und 663 Bildpunkten vertikal. Die Bilddateien des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] besitzen bei gleicher Auflösung von 282 dpi 465 Bildpunkte horizontal und 663 Bildpunkte vertikal.

Das analoge Röntgenbild wurde als Referenzstandard gewählt, dem die beiden digitalen Formate angepasst wurden. Hierfür musste das XG-Format aufgrund unterschiedlicher horizontaler Dimensionierung dem DS-Format angeglichen werden. Gleichzeitig wurde eine Umrechnung von Inch in Millimeter (1 Inch = 25,4 Millimeter) durchgeführt. Folgende Umrechnungsfaktoren ergaben sich daraus für die Bildkoordinaten der jeweiligen Bilddateien: Für die analoge Bilddatei $300/25,4 = 11,81$, für die digitalen Bilddateien des Orthophos Plus DS Ceph[®] $282/25,4 = 11,10$ und für Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] $282/25,4 \times 465/525 = 9,83$. Durch Division der jeweiligen Bildkoordinaten durch die Umrechnungsfaktoren ergeben sich damit vergleichbare Bildkoordinaten in Millimetern.

4.2.5.2.3.3. Angleichen der Vergrößerungsfaktoren

Für den direkten Vergleich von Bildinhalten unterschiedlicher Abbildesysteme müssen die zugrunde liegenden Vergrößerungsfaktoren der entsprechenden Bildpunkte mitberücksichtigt und diese gegebenenfalls synchronisiert werden. Bei vorliegendem Versuchsaufbau besitzen alle Objektpunkte mit y_n identische und damit direkt vergleichbare Abstände zum jeweiligen Fokus. Da die drei Röntgengeräte allerdings unterschiedliche Fokus-Detektor-Abstände besitzen, müssen diese für eine direkte Vergleichbarkeit der Bildpunktkoordinaten entsprechend zueinander in

Material und Methode

Relation gesetzt werden. Hierfür wird das analoge System als Referenzgerät gewählt, da es als Referenzstandard die Grundlage bisheriger kephalometrischer Vermessungsmethoden darstellt. Um die gemessenen digitalen x- und z-Koordinaten an das analoge Bild anzugleichen, werden diese mit einem Faktor κ mathematisch korrigiert, der das Verhältnis der entsprechenden Fokus-Detektor-Abstände zueinander berücksichtigt.

Die Bildkoordinaten des Orthophos Plus DS Ceph[®] werden demgemäß mit dem

Korrekturfaktor $\kappa = \frac{VF_{\text{analog}}}{VF_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}} \cdot y_n}{y_n \cdot FD_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}}}{FD_{\text{DS}}} = \frac{1690}{1650} = 1,024$ multipliziert und

damit an die Vergrößerungsfaktoren des analogen Bildes angeglichen.

Bei der Kalibrierung des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] ist folgende Besonderheit zu beachten: Das Strahlenbild wird bei einem Fokus-Detektor-Abstand von 1714 Millimetern erstellt, aber nach algorithmischer Korrektur durch das systemspezifische Softwareprogramm auf das Format eines DS-Bildes ausgegeben. Aus diesem Grund werden die Koordinaten des XG-Bildes mit dem gleichen Korrekturfaktor κ angeglichen wie die des DS-Bildes.

4.2.5.3. Vermessung der Schädelröntgenbilder

4.2.5.3.1. Anlegen einer neuen Analyse

Die kephalometrische Auswertung der Schädellateralaufnahmen erfolgte nach der Bergen-Analyse nach HASUND [43], [45]. Die bestehende Eingabematrix der Analyse wurde an die Problemstellung der vorliegenden Untersuchung durch Aufnahme zusätzlicher Referenzpunkte angepasst. Für die paarig angelegten Referenzpunkte Orbitale und Gonion, die am Schädelpräparat mittels Metallkugeln markiert waren, erfolgte eine separate Eingabe pro Kugel, wobei die Koordinatenausgabe zum Erzielen einer höheren Genauigkeit jeweils als gemittelter Wert beider Paare erfolgte. Folgende Referenzpunkte waren für die Analyse mittels Cursor anzuwählen:

1. Sella
2. Nasion (Kugel)
3. Orbitale 1 (Konvention: ventrale Kugel)
4. Orbitale 2 (Konvention: dorsale Kugel)
5. Spina nasalis anterior
6. A-Punkt

Material und Methode

7. Spina nasalis posterior (Kugel)
8. B-Punkt (Kugel)
9. Pogonion
10. Menton
11. horizontaler Tangentenpunkt/ Corpus Tangente
12. Gonion 2/ Doppelkontur (Konvention: ventrale Kugel)
13. Gonion 1/ Schnittpunktkontur (Konvention: dorsale Kugel)
14. Ramus Tangentenpunkt
15. Articulare
16. Porion (Kugel in Matrice)

Die fünf Schädelreferenzbilder wurden auf diese Weise jeweils fünf Mal kephalometrisch ausgewertet und separat abgespeichert.

4.2.5.3.2. Datenexport

Entsprechend den Prüfkörperrentgenbildern erfolgte der Datenexport der kephalometrischen Variablen unter FR-WIN 6.0[®] pro Datensatz und Auswertung, wobei die Daten als ASCII-File gesammelt und sekundär in Microsoft[®] Excel 2000 importiert wurden.

4.2.5.3.3. Auswahl kephalometrischer Variablen

Unter der Vielzahl verschiedener kephalometrischer Werte wurde eine Auswahl der folgenden fünf grundlegenden Variablen der skelettalen Winkelmessung getroffen, die in nahezu allen kephalometrischen Analysen Verwendung finden:

- SNA–Winkel = Prognathiewinkel der Maxilla: Beschreibt die sagittale Position der Oberkieferbasis in Abhängigkeit zur anterioren Schädelbasis.
- SNB–Winkel = Prognathiewinkel der Mandibula: Beschreibt die sagittale Position der Unterkieferbasis in Abhängigkeit zur anterioren Schädelbasis.
- NL-NSL = Inklinationwinkel der Maxilla: Beschreibt die vertikale Relation der Maxilla zur anterioren Schädelbasis.
- ML-NSL = Inklinationwinkel der Mandibula: Beschreibt die vertikale Relation der Mandibula zur anterioren Schädelbasis.
- Gn-tgo-Ar = Kieferwinkel: Macht eine Aussage über Form und Größe des Kieferwinkelbereiches.

Material und Methode

Die gewählten Variablen basieren auf nachstehenden skelettalen Referenzpunkten und –linien, die nach HASUND und SEGNER wie folgt definiert sind [43], [117]:

- N = Nasion: Der am weitesten ventral gelegene Punkt der Sutura nasofrontalis im Bereich des obersten Randes des Os nasalis.
- S = Sella: Konstruierter Punkt im Zentrum der Sella turcica, als Mittelpunkt des größten Durchmessers der knöchernen Krypta, wobei der Durchmesser vom Bereich des Ansatzes des Dorsum sellae zum Ansatzbereich des Processus clinoides bestimmt wird.
- NSL = Schädelbasislinie: Verbindung vom Nasion zur Sella, charakterisiert die kranial vor dem Gesichtsskelett liegende anteriore Schädelbasis. Sie dient als Hauptreferenzebene.
- A = Maxilla-Apikalpunkt: Tiefster Punkt der ventralen Kontur des Oberkieferknochens im Übergang zum Alveolarfortsatz.
- B = Mandibula-Apikalpunkt: Tiefster Punkt der ventralen Kontur des Unterkieferknochens im Übergang zum Alveolarfortsatz.
- Gn = Gnathion: Kaudalster Punkt der Unterkiefersymphyse bei paralleler Orientierung der Schädelbasislinie zur Durchzeichnungsebene.
- Ar = Articulare: Schnittpunkt der Kontur der äußeren Schädelbasis mit dem dorsalen Rand des aufsteigenden Unterkieferastes. Bei Vorliegen einer Doppelkontur des Ramus ascendens dient die linear gefundene Mitte beider Konturen als Referenz.
- tgo = Gonion-Tangentenpunkt: Schnittpunkt der Tangente vom Gnathion zum kaudalsten Rand des liegenden Unterkieferastes mit der Tangente von Ar zum dorsalsten Rand des aufsteigenden Unterkieferastes jeweils im Kieferwinkelbereich.
- Sp = Spina nasalis anterior: Ventralstes Ende des Oberkieferknochens im Bereich der am weitesten anterior gelegenen, gut sichtbaren Struktur der Spina nasalis anterior.
- Pm = Pterigo maxillare: Schnittpunkt der dorsalen Kontur des Oberkieferknochens mit der Kontur des harten und weichen Gaumens im Bereich der nach mesial einstrahlenden Schatten der Fossa pterigo palatina.
- NL = Nasallinie: Verbindung des Punktes Sp und Pm, charakterisiert die Oberkieferbasis.

Material und Methode

- ML = Mandibularlinie: Tangente, ausgehend von Gn an die am weitesten nach kaudal vorspringende Prominenz des horizontalen Unterkieferastes im Angulusbereich, charakterisiert die Unterkieferbasis.

Die ausgewählten Variablen unterlagen keiner weiteren Datentransformation. Es erfolgte ein direkter paarweiser Vergleich der kephalometrischen Werte zur Überprüfung der klinischen Relevanz möglicher abbildungsgeometrischer Projektionsunterschiede der verschiedenen bildgebenden Systeme.

4.2.6. Statistische Verfahren

In der vorliegenden Untersuchung wurden alle Tabellen für statistische Auswertungen unter Microsoft® Excel 2000 erstellt und in das Statistikprogramm SPSS® 10.0 für Windows importiert. Statistikbezogene Graphiken wurden mit Microsoft® Excel 2000 angefertigt. Alle Daten werden mit einer Dezimalstelle angegeben, da die Rohdaten mit einer Genauigkeit von maximal einer Dezimalstelle erfasst wurden. Durch Transformationen entstehende zusätzliche Dezimalstellen geben nur eine größere Genauigkeit vor. Die Angabe von mehr als einer Dezimalstelle erfolgt daher nur bei Mittelwerten und Standardabweichungen.

4.2.6.1. Vergleich analoger und digitaler Prüfkörperrentgenbilder

Um eine Aussage über die Unterschiedlichkeit der Abbildungsgeometrien abzuleiten, erfolgte ein direkter paarweiser Vergleich der analogen und digitalen Abbildpunkte. Hierfür wurden alle Röntgenbildtripel fünfmal zu unterschiedlichen Zeitpunkten ausgewertet, um durch Mittelwertbildung die Messgenauigkeit der evaluierten x- und z-Koordinaten zu erhöhen. In Abhängigkeit der y-Komponente, also des Fokus-Objekt-Abstandes der einzelnen Objektpunkte, werden die horizontale und vertikale Komponente der Abbildpunkte separat betrachtet. Die ermittelten absoluten Differenzen zwischen den jeweiligen analogen und digitalen Bildkoordinaten werden in einem zweiten Schritt auf die realen Koordinaten der Objektpunkte bezogen, wodurch sich eine prozentuale Abweichung ergibt.

Da es sich bei der vorliegenden Untersuchung um den Vergleich von Ergebnissen dreier unabhängiger Versuchsanordnungen mit intraindividuellen Störgrößen handelt, wird für die Sicherung von interindividuellen Unterschieden zwischen verschiedenen

Material und Methode

Stichproben jeweils der Einstichproben-t-Test [96] verwendet. Dieser setzt die Gauß'sche Normalverteilung voraus. Bei nicht normalverteilten Abweichungen wäre ein approximativer Einstichproben-Gauss-Test [94] heranzuziehen. Eine Prüfung auf Normalverteilung erfolgt mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest. Dem orientierenden Charakter der Untersuchung folgend, wird das Signifikanzniveau auf 95 % ($p=0,05$) festgesetzt [97]. Die Ergebnisse werden für die Stichproben anschließend deskriptiv beschrieben und verglichen. Zusätzlich wird das paarweise Verhalten analoger und digitaler Bildpunkte durch lineare Kurvenanpassung mittels Regressionsberechnung der linearen Funktion $y = b_1x + b_0$ berechnet. Dabei wird die Reliabilität der linearen Kurvenanpassung durch den Zuverlässigkeitskoeffizienten R angegeben [24], [49].

4.2.6.2. Vergleich analoger und digitaler Schädelröntgenbilder

Um mögliche Auswirkungen der unterschiedlichen Abbildeverfahren respektive Projektionsgeometrien auf die kephalometrischen Vermessungen zu eruieren, erfolgt ein Vergleich zwischen analogen und digitalen Fernröntgenbildern, die von fünf mazerierten Schädeln erstellt und kephalometrisch vermessen wurden. Mit fünf Schädelpräparaten ($n = 5$) ist der zur Schätzung einer Standardabweichung mit einer Vertrauenswahrscheinlichkeit von 95 % ($p=0,05$) und einer Genauigkeit von $d= 0,2$ benötigte Stichprobenumfang von mindestens 49 Beobachtungen [95] nicht erfüllt, so dass exemplarisch ein deskriptiver, paarweiser Vergleich der kephalometrischen Variablen erfolgt. Hierfür werden alle Röntgenbildtripel fünfmal zu unterschiedlichen Zeitpunkten ausgewertet um, durch Mittelwertbildung die Messgenauigkeit der evaluierten kephalometrischen Variablen zu erhöhen.

5. Ergebnisse

5.1. Mathematisches Modell

Mit dem in Kapitel 4.1 entworfenen mathematischen Modell lassen sich die projektionsgeometrischen Unterschiede zwischen analoger und digitaler Abbildengeometrie ermitteln.

Für die quantitative Darstellung der Differenz zwischen dem analogen Gerät Orthophos C[®] und dem digitalen Gerät Orthophos Plus DS Ceph[®] betrachten wir für beide Projektionsverfahren die Komponenten *Vergrößerungsfaktor* und *Vergrößerungsvektor* in direktem Vergleich, wobei die einzelnen Vektorgruppen für alle Richtungswinkel $\varphi \in [0; 2\pi]$ und damit Projektionen in allen vier Quadranten der Bildebene berücksichtigt werden. Da beide Systeme unterschiedliche Fokus-Detektor-Abstände aufweisen, erfolgen die Berechnungen unter Berücksichtigung der in Kapitel 4.2.5.2.3.3. beschriebenen erforderlichen Korrektur der Vergrößerungsfaktoren nach Angleichen der Fokus-Detektor-Abstände mit dem

Korrekturfaktor $\kappa = \frac{VF_{\text{analog}}}{VF_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}} \cdot y_n}{y_n \cdot FD_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}}}{FD_{\text{DS}}} = \frac{1690}{1650} = 1,024$. Entsprechend

dem vorliegenden Algorithmus beim Orthophos Plus DS Ceph[®] wird für den Entzerrungsfaktor $E_z = 1,1$ gewählt.

5.1.1. Unterschied zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsfaktoren

5.1.1.1. Differenz der horizontalen Vergrößerungskomponenten

Für die Differenz der horizontalen Vergrößerungskomponenten gilt mit (G4) und (G15):

$$f_{\Delta x}(y_n) = (VF_{x_n, \text{analog}} - VF_{x_n, \text{digital}} \cdot \kappa)$$

$$f_{\Delta x}(y_n) = \left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - \frac{FD_{\text{digital}}}{y_n} \cdot \kappa \right) = \left(\frac{1690}{y_n} - \frac{1650}{y_n} \cdot \frac{1690}{1650} \right) = 0$$

Die horizontalen Vergrößerungskomponenten beider Modalitäten sind damit identisch.

5.1.1.2. Differenz der vertikalen Vergrößerungskomponenten

Als Differenz der vertikalen Komponenten ergibt sich bei Signaldarstellung:

$$f_{\Delta z}(y_n) = (VF_{z_n, \text{analog}} - E_z \cdot \kappa)$$

Ergebnisse

$$f_{\Delta z}(y_n) = \left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - E_z \cdot \kappa \right) = \left(\frac{1690}{y_n} - 1,1 \cdot \frac{1650}{1690} \right)$$

Abbildung 5.1 stellt diesen Zusammenhang für Orthophos Plus DS Ceph[®] in Abhängigkeit des Fokus-Detektor-Abstandes graphisch dar.

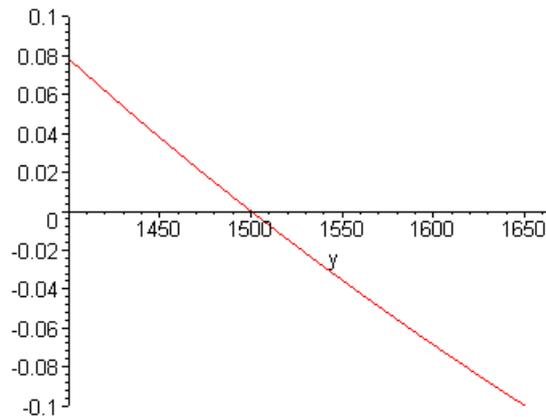


Abb. 5.1: Differenz vertikaler Vergrößerungskomponenten beim Orthophos Plus DS Ceph[®] [A3]

Der Kurvenverlauf verdeutlicht zum einen die zu geringe Entzerrung der vertikalen Vergrößerungskomponente im Bereich $y_n < FD_{\text{analog}}/E_z \cdot \kappa$ und zum anderen die zu starke Entzerrung für $y_n > FD_{\text{analog}}/E_z \cdot \kappa$. Bei der Nullstelle mit $y_n = FD_{\text{analog}}/E_z \cdot \kappa$ sind die Vergrößerungskomponenten gleich. Dies wird im Folgenden exemplarisch an drei Objektpunkten verdeutlicht, wobei mit $y_s = 1577$ [mm] ein sensornaher, mit $y_f = 1422$ [mm] ein fokusnaher und mit $y_{ms} = 1500$ [mm] ein Objektpunkt in der Mediansagittalebene beschrieben wird.

a) Für den sensornahen Objektpunkt P_s gilt:

$$\left(\frac{1690}{1577} - 1,1 \cdot \frac{1690}{1650} \right) \cdot 100 = -5,50\%$$

Der digitale Bildpunkt wird im Vergleich zum analogen Punkt um 5,50% zu stark vertikal vergrößert.

b) Für den Objektpunkt in der Mediansagittalebene P_{ms} gilt:

$$\left(\frac{1690}{1500} - 1,1 \cdot \frac{1690}{1650} \right) \cdot 100 = 0\%$$

Der analoge und digitale Bildpunkt werden vertikal gleich stark vergrößert.

c) Für den fokusnahen Objektpunkt P_f gilt:

$$\left(\frac{1690}{1422} - 1,1 \cdot \frac{1690}{1650} \right) \cdot 100 = +6,18\%$$

Ergebnisse

Der digitale Bildpunkt wird im Vergleich zum analogen Punkt um 6,18% vertikal zu gering vergrößert.

5.1.2. Unterschiede zwischen analogen und digitalen Vergrößerungsvektoren

5.1.2.1. Differenz der horizontalen Vektorkomponenten

Aus (G5) und (G16) folgt: $V_{xn, \text{ana log}} = V_{xn, \text{digital}} = r \cdot \cos \varphi \cdot \left(\frac{1690}{y_n} - 1 \right)$

Die horizontale Komponente des Vergrößerungsvektors ist bei beiden Verfahren kongruent.

5.1.2.2. Differenz der vertikalen Vektorkomponenten

Entsprechend der horizontalen Komponente ist nach (G5) beim analogen Verfahren die vertikale Komponente ebenfalls $V_{zn, \text{ana log}} = r \cdot \sin \varphi \cdot \left(\frac{1690}{y_n} - 1 \right)$. Für die vertikale

Komponente des Vergrößerungsvektors beim digitalen Verfahren besteht mit $V_{zn, \text{digital}} = r \cdot \sin \varphi \cdot (E_z \cdot \kappa - 1) = r \cdot \sin \varphi \cdot \left(1,1 \cdot \frac{1690}{1650} - 1 \right)$ keine Abhängigkeit mehr vom

Fokus-Detektor-Abstand des abzubildenden Objektpunktes.

5.1.3. Darstellung der Verzerrung

Für die Differenz der analogen und digitalen Vergrößerungsvektoren ergibt sich aus (G26):

$$\Delta(\vec{V}_{n, \text{ana log}} - \vec{V}_{n, \text{digital}}) = \left(r \cdot \sin \varphi \cdot \left(\frac{0}{y_n} - 1,1 \cdot \frac{1690}{1650} \right) \right)$$

Die Verzerrung als Unterschied der analogen und digitalen Abbildebeziehung lässt sich somit anhand der Differenz der vertikalen Komponenten der Vergrößerungsvektoren für den gesamten Strahlengang in Abhängigkeit des Fokus-Detektor-Abstandes (y_n) und des Richtungswinkels (φ) wie folgt darstellen:

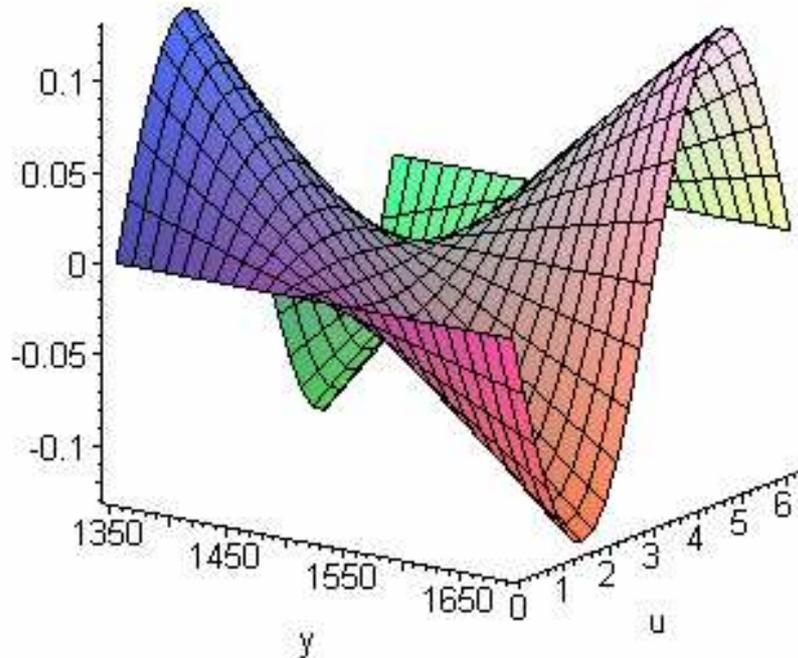


Abb. 5.2: Differenz vertikaler Vergrößerungsvektoren des Orthophos Plus DS Ceph[®] im Vergleich zum konventionellen Gerät Orthophos C[®] [A3]

5.1.4. Unterschiede zwischen analogem und digitalem Abbilverhalten

Zur Veranschaulichung der projektionsgeometrischen Unterschiede im gesamten Strahlengang betrachten wir das Abbilverhalten beider Modalitäten im direkten Vergleich am Einheitskreis mit Ausrichtung in der Lateralebene und Mittelpunkt im Zentralstrahl bei variablem Fokus-Objekt-Abstand. Dies entspricht der Abbildung eines Zylinders mit Einheitsradius und Orientierung der Rotationsachse entlang des Zentralstrahls im Strahlengang. Das unterschiedliche Projektionsverhalten beider abbildenden Systeme wird nachfolgend mit Hilfe der Abbildevektoren bezüglich der normierten Ausgangslänge $r = \sqrt{x_n^2 + z_n^2} = 1$ für alle Richtungswinkel $\varphi \in [0; 2\pi]$ beschrieben und zusätzlich exemplarisch an Objektpunkten P_s , P_{ms} und P_f mit Richtungswinkel $\varphi = 45^\circ$ verdeutlicht.

Ergebnisse

5.1.4.1. Konventionelle Abbildung des Orthophos C[®]

Bei der konventionellen Abbildungsgeometrie ergibt sich mit (G13) folgendes Abbilverhalten:

$$A_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{xn, \text{ analog}} \\ r \cdot \sin \varphi \cdot VF_{zn, \text{ analog}} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \cdot \cos \varphi \cdot \frac{1690}{y_n} \\ 1 \cdot \sin \varphi \cdot \frac{1690}{y_n} \end{pmatrix}$$

Abbildung 5.3a stellt das rotationssymmetrische Projektionsverhalten anhand der Abbildevektoren für die analoge Abbildung dar:

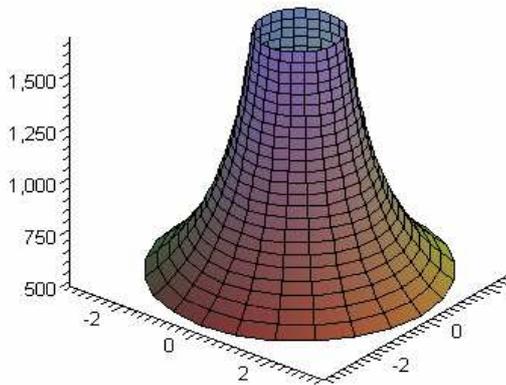


Abb. 5.3a: Abbilverhalten Orthophos C[®]

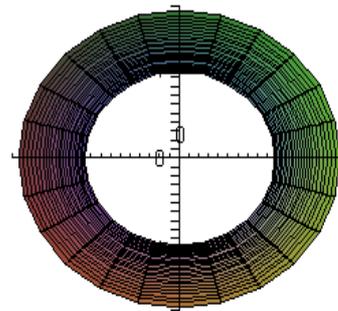


Abb. 5.3b: Abbildung in der Bildebene [A3]

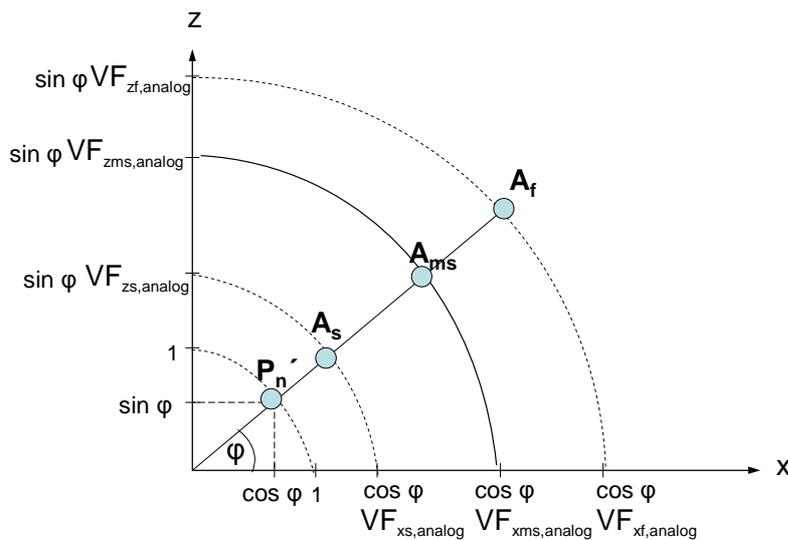


Abb. 5.3c: Abbilverhalten Orthophos C[®] für $\varphi = 45^\circ$

Ergebnisse

5.1.4.2. Digitale Abbildung des Orthophos Plus DS Ceph[®]

Bei der digitalen Abbildungsgeometrie ergibt sich mit (G21) folgendes Abbilverhalten:

$$D_n = \begin{pmatrix} r \cdot \cos \varphi \cdot VF_{xn, digital} \cdot \kappa \\ r \cdot \sin \varphi \cdot E_z \cdot \kappa \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \cdot \cos \varphi \cdot \frac{1650}{y_n} \cdot \frac{1690}{1650} \\ 1 \cdot \sin \varphi \cdot 1,1 \cdot \frac{1690}{1650} \end{pmatrix}$$

Abbildung 5.4a stellt das Projektionsverhalten anhand der Abbildevektoren für die digitale Abbildung dar:

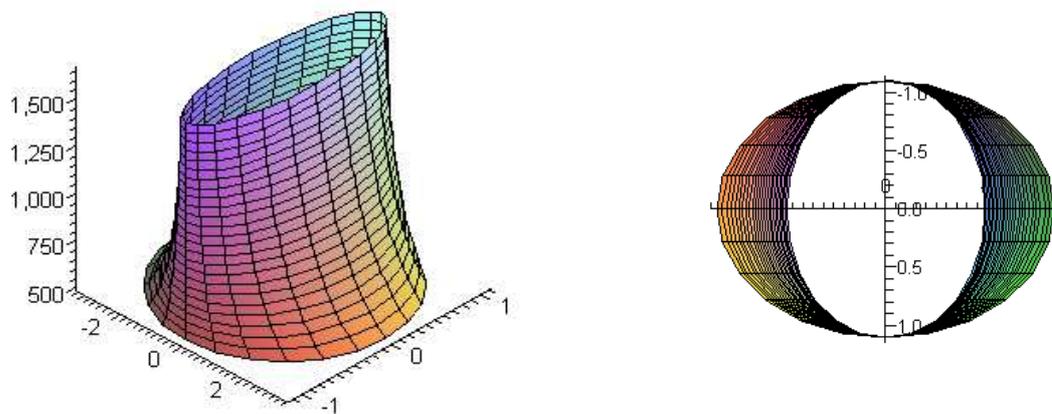


Abb. 5.4a: Abbilverhalten Orthophos Plus DS Ceph[®] Abb. 5.4b: Abbildung in der Bildebene [A3]

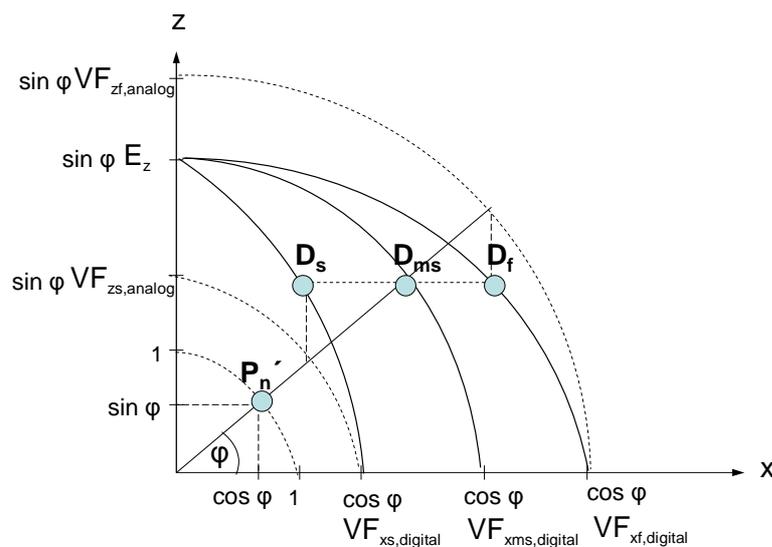


Abb. 5.4c: Abbilverhalten Orthophos Plus DS Ceph[®] für $\varphi = 45^\circ$

5.2. Prüfkörper

5.2.1. Vergleich zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

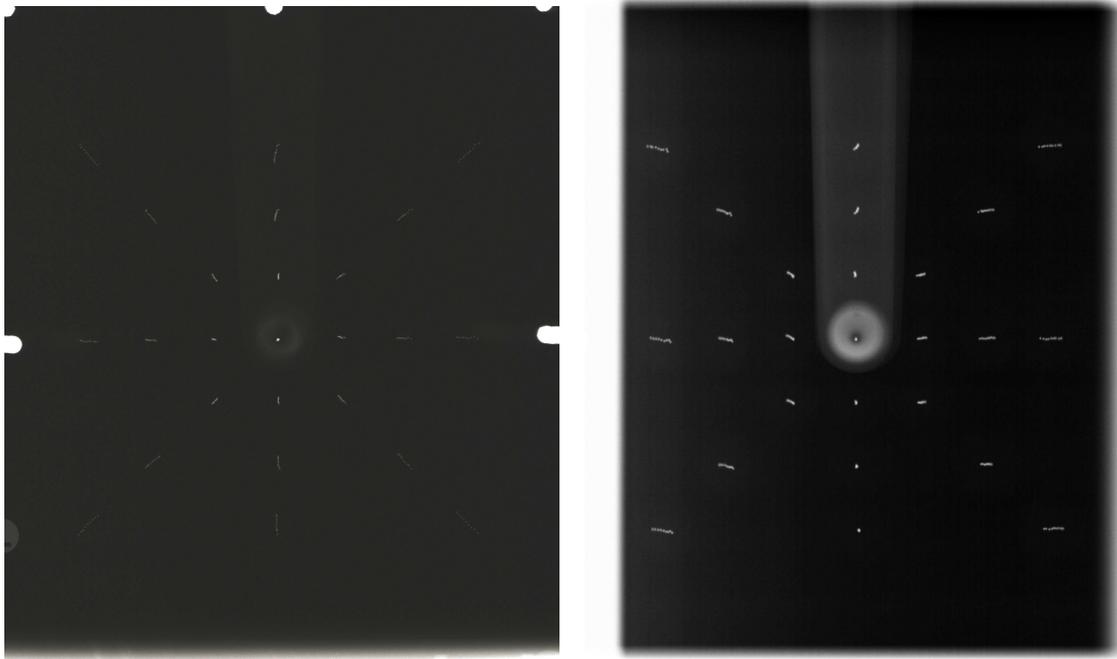


Abb. 5.5: Fernröntgenseitenbild des geometrischen Prüfkörpers erstellt mit Orthophos C[®] (links) und Orthophos Plus DS Ceph[®] (rechts); (siehe vergrößert in Abbildung 11.1 und 11.2.)

5.2.1.1. Paarweiser Vergleich horizontaler Bildkoordinaten

Im direkten Vergleich zwischen analogem und digitalem Bild werden zunächst die x-Komponenten der Abbildpunkte paarweise gegenübergestellt. Für die Differenzen der x-Komponenten ($\Delta x_{\text{absolut}}$) gilt mit (G2) des mathematischen Modells:

$$\Delta x_{\text{absolut}} = x_n \cdot VF_{x_n, \text{analog}} - x_n \cdot VF_{x_n, \text{DS}}$$

Wie in Kapitel 4.2.5.2.3.3. beschrieben, ist beim direkten Vergleich von Bildkoordinaten mit unterschiedlichen Fokus-Detektor-Abständen der Abbildesysteme ein Angleichen der Vergrößerungsfaktoren erforderlich. Hierfür werden die Bildpunktkoordinaten der digitalen Bildpunkte mit dem Korrekturfaktor

$$\kappa = \frac{VF_{\text{analog}}}{VF_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}} \cdot y_n}{y_n \cdot FD_{\text{DS}}} = \frac{FD_{\text{analog}}}{FD_{\text{DS}}} = \frac{1690}{1650} = 1,024 \text{ multipliziert, wodurch sich ein}$$

korrigierter Fokus-Detektor-Abstand $\kappa \cdot FD_{\text{DS}}$ ergibt. Bei Annahme gleicher horizontaler Bildpunktkoordinaten gilt:

$$\Delta x_{\text{absolut}} = x_n \cdot VF_{x_n, \text{analog}} - x_n \cdot \kappa \cdot VF_{x_n, \text{DS}} = x_n \cdot \frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - x_n \cdot \frac{\kappa \cdot FD_{\text{DS}}}{y_n} = 0$$

Ergebnisse

Die absolute Differenz der x-Komponenten zwischen dem analogen und digitalen Bild ist somit theoretisch null, was im Folgenden empirisch verifiziert werden soll.

5.2.1.1.1. Absolute Differenzen der x-Komponente

Beim paarweisen Vergleich der x-Komponenten der Abbildpunkte ergeben sich empirisch folgende absolute Differenzen (Abbildung 11.4). Mit Bildung der Mittelwerte (MW) der absoluten Differenzen aller Objektpunkte pro x,z-Ebene des Prüfkörpers erhält man:

x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
MW [mm]	0,11	-0,13	-0,22	-0,36	-0,42	-0,44	-0,38	-0,38	-0,25

Tab. 5.1: Mittelwerte der absoluten Differenzen der horizontalen Bildkoordinaten

Da die Differenzen unabhängig von den x,z-Ebenen sind, wird eine deskriptive Statistik für alle Differenzen ($\Delta x_{\text{absolut}}$) über alle x,z-Ebenen angeben:

Deskriptive Statistik								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta x_{\text{absolut}}$	216	3,60	-1,90	1,70	-,2769	4,611E-02	,6776	,459

Tab. 5.2: Absolute Differenzen der horizontalen Bildkoordinaten über alle Ebenen

Die durchschnittliche Abweichung $\Delta x_{\text{absolut}}$ über alle Ebenen beträgt -0,28 [mm]. Das entsprechende Histogramm der Abweichungen siehe in Abbildung 11.5.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		216
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	-,2769
	Standardabweichung	,6776
Extremste Differenzen	Absolut	,085
	Positiv	,062
	Negativ	-,085
Kolmogorov-Smirnov-Z		1,254

Ergebnisse

Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,086
--------------------------------------	--	------

Tab. 5.3: Test auf Normalverteilung

Eine Normalverteilung kann bei einer asymptotischen Signifikanz von 8,6% bei einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ nicht abgelehnt, kann also angenommen werden.

Für die Nullhypothese $H_0 : E[\Delta x_{\text{absolut}}] = 0, H_1 : E[\Delta x_{\text{absolut}}] \neq 0$, die Differenz $\Delta x_{\text{absolut}}$ zwischen analogen und digitalen x-Werten der Koordinaten der Abbildpunkte sei null, ist zu testen, ob die durchschnittliche Abweichung von -0,28 [mm] statistisch signifikant von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test						
	Testwert = 0					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
$\Delta x_{\text{absolut}}$	-6,005	215	,000	-,2769	-,3677	-,1860

Tab. 5.4: Einstichproben-t-Test für die absoluten Abweichungen der x-Koordinaten

Die Nullhypothese H_0 kann bei einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ nicht angenommen werden. Der Erwartungswert $E[\Delta x_{\text{absolut}}] = 0$ liegt außerhalb der engen Konfidenzintervallgrenzen [-0,37; -0,19] [mm].

5.2.1.1.2. Relative Differenzen der x-Komponente

Diese absoluten Differenzen zwischen den analogen und digitalen Werten werden im Folgenden bezüglich der jeweiligen Objektpunktcoordinate (x_n) betrachtet, um eine Aussage relativ zur Ausgangsgröße der projizierten Objekte zu erhalten. Alle relativen Abweichungen pro x,z-Ebene des Prüfkörpers sind in Abbildung 11.6 graphisch dargestellt. Durch Mittelwertbildung der einzelnen Abweichungen pro x,z-Ebene ergeben sich zwischen den empirisch gemessenen und den theoretisch postulierten Koordinaten folgende prozentuale Abweichungen:

x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2

Ergebnisse

$\Delta x_{\text{relativ}}$	-0,91%	-1,05%	-0,86%	-0,78%	-0,65%	-0,54%	-0,43%	-0,25%	0,07%
-----------------------------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	-------

Tab. 5.5: Die Mittelwerte der Abweichungen pro x,z-Ebene lauten

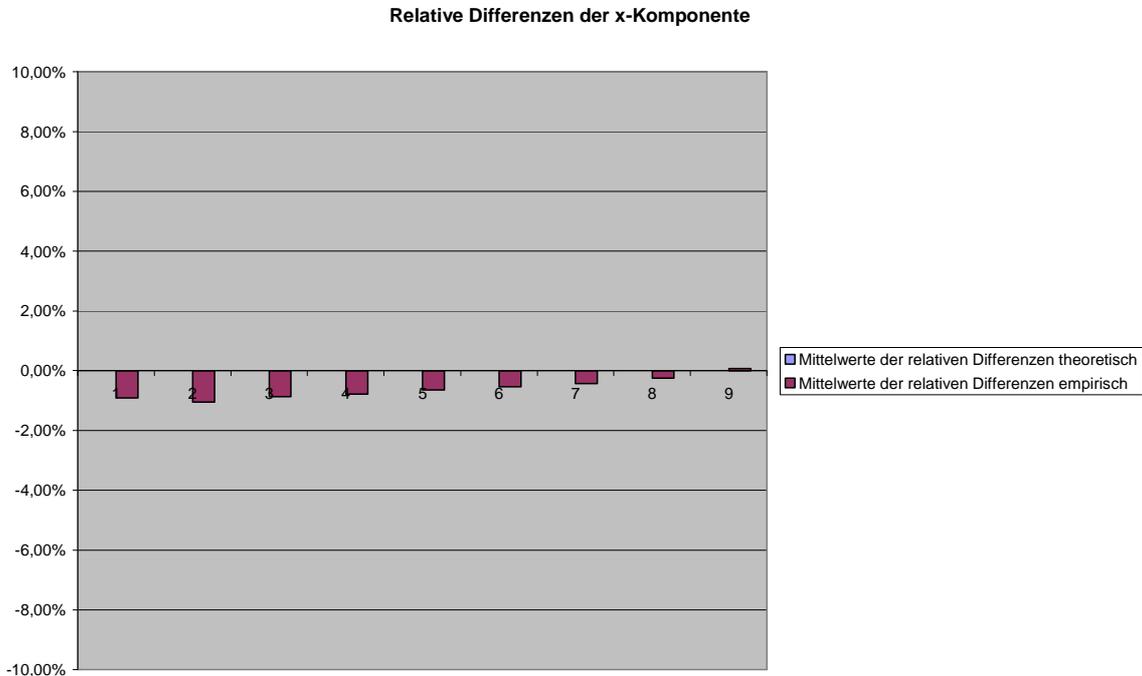


Diagramm 5.1: Mittelwerte der prozentualen Differenzen der x-Koordinaten pro x,z-Ebene

Deskriptive Statistik über alle Ebenen:								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta x_{\text{relativ}}$	162	,06	-,03	,03	-6,0089E-03	1,082E-03	1,377E-02	1,897E-04

Tab. 5.6: Deskriptive Statistik über alle x,z-Ebenen

Die Stichprobengröße beträgt $N = 162$, da Objektpunkte mit $x_n = 0$ wegen Division durch null ausgeschlossen werden. Die relative Abweichung der digitalen von den analogen Abbildepunkten in der x-Richtung beträgt durchschnittlich $-0,60\%$ des x_n -Wertes. Histogramm der relativen Abweichungen siehe Abbildung 11.7.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		162
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	-6,0089E-03
	Standardabweichung	1,377E-02
Extremste Differenzen	Absolut	,058

Ergebnisse

	Positiv	,058
	Negativ	-,033
Kolmogorov-Smirnov-Z		,733
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,657

Tab. 5.7: Test auf Normalverteilung

Die Nullhypothese einer Normalverteilung kann bei einer zweiseitig asymptotischen Signifikanz von 0,657 und einem Signifikanzniveau $p = 0,05$ nicht abgelehnt werden und wird somit angenommen.

Auch hier ist mit der Nullhypothese $H_0 : E[\Delta x] = 0, H_1 : E[\Delta x] \neq 0$ zu testen, ob die durchschnittliche prozentuale Abweichung von -0,60 [%] statistisch signifikant von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test					
Testwert = 0					
T	Df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
				Untere	Obere
-5,552	161	,000	-6,0089E-03	-8,1461E-03	-3,8717E-03

Tab. 5.8: Einstichproben-t-Test für die prozentualen Abweichungen der x-Koordinaten

Der Erwartungswert $E[\Delta x] = 0$ liegt geringfügig außerhalb der engen Konfidenzintervallgrenzen [-0,81 %; -0,39 %]. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung ist mit -0,60 % signifikant von null verschieden, so dass eine angenommene Differenz von null für das Signifikanzniveau von 95 % nicht statistisch belegt werden kann.

5.2.1.1.3. Lineare Regression

Unter Annahme gleicher analoger und digitaler Werte ist mittels Regressionsberechnung der linearen Funktion $y = b_1x + b_0$ beim Auftragen der digitalen Werte auf der Abszisse und der analogen Werte auf der Ordinate ein Eins-zu-eins-Zusammenhang der Koordinaten und damit eine Winkelhalbierende mit dem Steigungsparameter $b_1=1$ und einem Achsenabschnitt $b_0=0$ zu erwarten. Durch lineare Kurvenanpassung erhält man für die Koeffizienten der Regressionskurve:

Ergebnisse

Lineare Kurvenanpassung							
	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall für B	
	B	Standardfehler	Beta			Untergrenze	Obergrenze
Konstante	-,269	,043		-6,202	,000	-,355	-,184
X _{DS}	,995	,001	1,000	978,792	,000	,993	,997

a Abhängige Variable: X_{analog}

Tab. 5.9: Lineare Kurvenanpassung für die x-Koordinaten

Bei einem R-Quadrat-Wert von 0,998 mit einem Achsenabschnitt $b_0 = -0,269$ und dem Steigungsparameter $b_1 = 0,995$ ist der erwartete lineare Zusammenhang in folgender Graphik deutlich erkennbar.

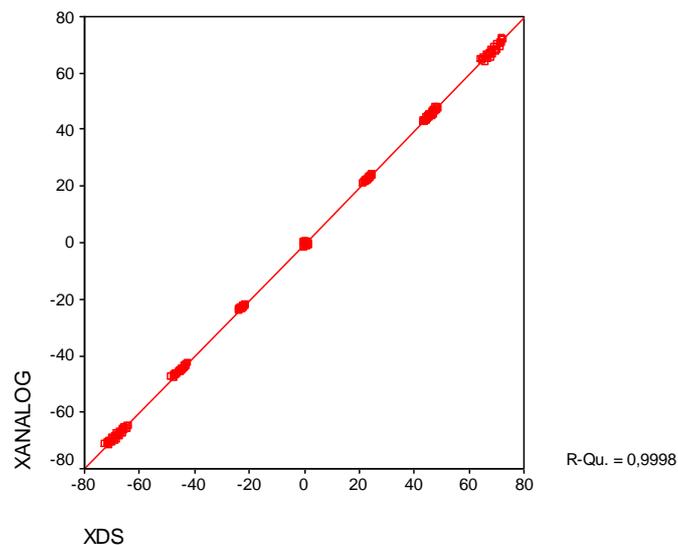


Diagramm 5.2: Regressionskurve für die x-Koordinaten

5.2.1.2. Paarweiser Vergleich vertikaler Bildkoordinaten

5.2.1.2.1. Absolute Differenzen der z-Komponente

Nach Korrektur der Vergrößerungsfaktoren mit dem Korrekturfaktor κ entsprechend 4.2.5.2.3.3 folgt die Differenz der z-Komponenten mit (G2) des mathematischen Modells dem Zusammenhang:

Ergebnisse

$$\Delta z_{\text{absolut}} = z_n \cdot VF_{z_n, \text{analog}} - z_n \cdot \kappa \cdot E_z = z_n \cdot \left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - \kappa \cdot E_z \right)$$

Die zu erwartende Differenz ist zum einen vom Vergrößerungsfaktor, und damit von der y-Komponente des Objektpunktes (y_n), und zum anderen von seiner z-Komponente (z_n) abhängig. Da die Abweichungen mit dem Faktor $\left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - \kappa \cdot E_z \right)$

von z_n abhängen, werden keine Mittelwerte pro x,z-Ebene des Prüfkörpers angegeben, sondern es bedarf einer relativen Betrachtung der Differenzen zur z-Komponente der Objektpunkte. Eine separate Betrachtung dieser Beziehung für die z-Koordinaten der Objektpunkte ist in Abbildung 11.8 graphisch dargestellt und zeigt den reziproken Zusammenhang in Abhängigkeit der y-Komponente.

5.2.1.2.2. Relative Differenzen der z-Komponente

Misst man die Differenz relativ zur z-Komponente des Objektpunktes (z_n), besteht eine Abhängigkeit dieser prozentualen Differenz nur noch reziprok zur y-Koordinate des Objektpunktes (y_n). Es gilt:

$$\Delta z_{\text{relativ}} = \frac{\Delta z_{\text{absolut}}}{z_n} = \frac{1}{z_n} \cdot z_n \cdot \left(\frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - \kappa \cdot E_z \right) = \frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - \kappa \cdot E_z$$

Die prozentuale Differenz unterliegt damit einer hyperbolischen Beziehung zur y-Komponente, wobei sich nachstehender theoretischer und empirischer Zusammenhang aus den Datensätzen ergibt. Für die Mittelwerte der prozentualen Differenzen pro x,z-Ebene des Prüfkörpers ergibt sich folgende deskriptive Statistik:

Deskriptive Statistik								
y [mm]	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
1422,9	18	0,0405	0,0222	0,0627	0,0421	0,0029	0,0124	0,0002
1442,1	18	0,0435	0,0110	0,0545	0,0305	0,0029	0,0122	0,0001
1461,4	18	0,0440	-0,0081	0,0359	0,0175	0,0028	0,0117	0,0001
1480,7	18	0,0554	-0,0216	0,0337	0,0060	0,0029	0,0121	0,0001
1500	18	0,0674	-0,0422	0,0252	-0,0066	0,0034	0,0144	0,0002
1519,3	18	0,0920	-0,0709	0,0211	-0,0201	0,0048	0,0202	0,0004
1538,6	18	0,1010	-0,0891	0,0119	-0,0308	0,0055	0,0235	0,0006
1557,9	18	0,1051	-0,1024	0,0026	-0,0422	0,0061	0,0259	0,0007

Ergebnisse

1577,2	18	0,1110	-0,1101	0,0009	-0,0512	0,0071	0,0300	0,0009
--------	----	--------	---------	--------	---------	--------	--------	--------

Tab.5.10: Deskriptive Statistik für die Mittelwerte der prozentualen Differenzen der z-Koordinaten pro x,z-Ebene

Die Stichprobengröße pro x,z-Ebene beträgt $N = 18$ (anstatt 24), da Objektpunkte mit $z_n = 0$ wegen Division durch null ausgeschlossen werden. Die graphische Darstellung der theoretisch postulierten und empirisch ermittelten Mittelwerte der prozentualen Abweichungen für die einzelnen x,z-Ebenen spiegelt den hyperbolen Charakter der y-Koordinatenabhängigkeit deutlich wieder.

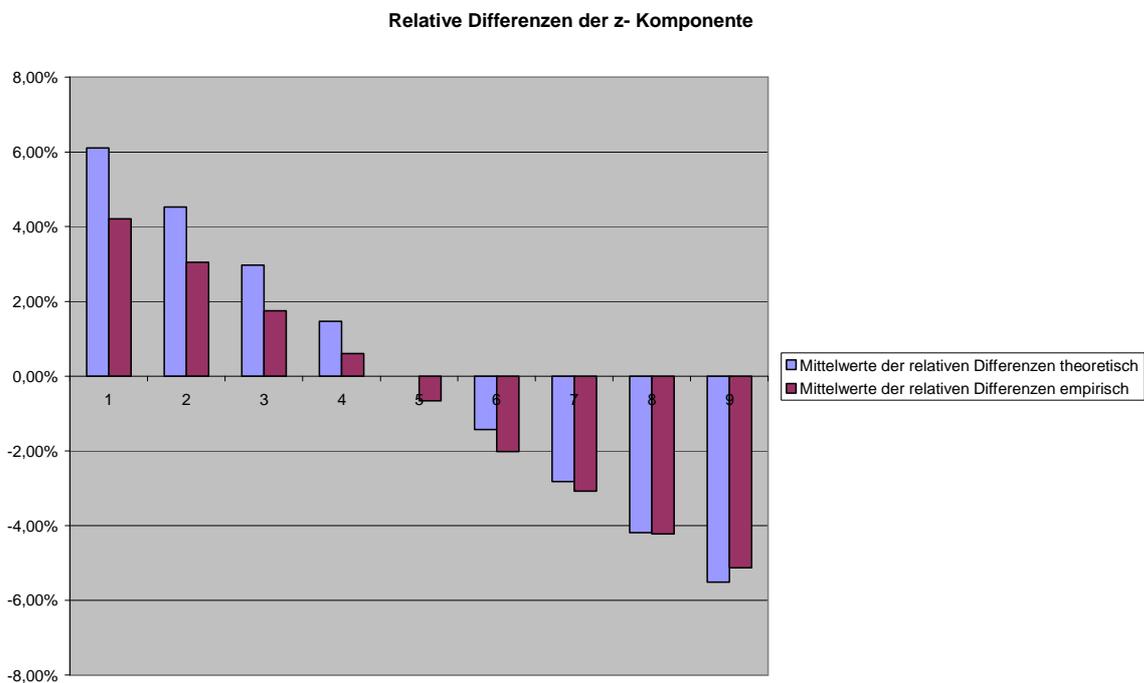


Diagramm 5.3: Mittelwerte der prozentualen Differenzen der z-Koordinaten pro x,z-Ebene

Die absoluten Differenzen zwischen den empirisch ermittelten Mittelwerten der prozentualen Abweichung pro x,z-Ebene zu den theoretisch aus dem mathematischen Modell in Kapitel 5.1.1.2. abgeleiteten Werten sind damit:

Mittelwerte der prozentualen Differenzen der z-Koordinaten									
x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
Theoretische Differenz	6,10%	4,52%	2,98%	1,47%	0,00%	-1,43%	-2,83%	-4,19%	-5,51%

Ergebnisse

Empirische Differenz	4,21%	3,05%	1,75%	0,60%	-0,66%	-2,01%	-3,08%	-4,22%	-5,12%
----------------------	-------	-------	-------	-------	--------	--------	--------	--------	--------

Tab. 5.11: Empirische und theoretische Mittelwerte der prozentualen Differenzen der z-Koordinaten pro x,z-Ebene des Prüfkörpers

Betrachtet man die Abweichungen der empirisch ermittelten prozentualen Differenzen von den theoretisch prognostizierten, so betragen diese im Mittel -0,73%.

Deskriptive Statistik							
N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
162	,12	-,06	,06	-7,3301E-03	1,567E-03	1,994E-02	3,978E-04

Tab. 5.12: Deskriptive Statistik über alle Differenzen der prozentualen Abweichungen der z-Koordinaten

5.2.2. Vergleich zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

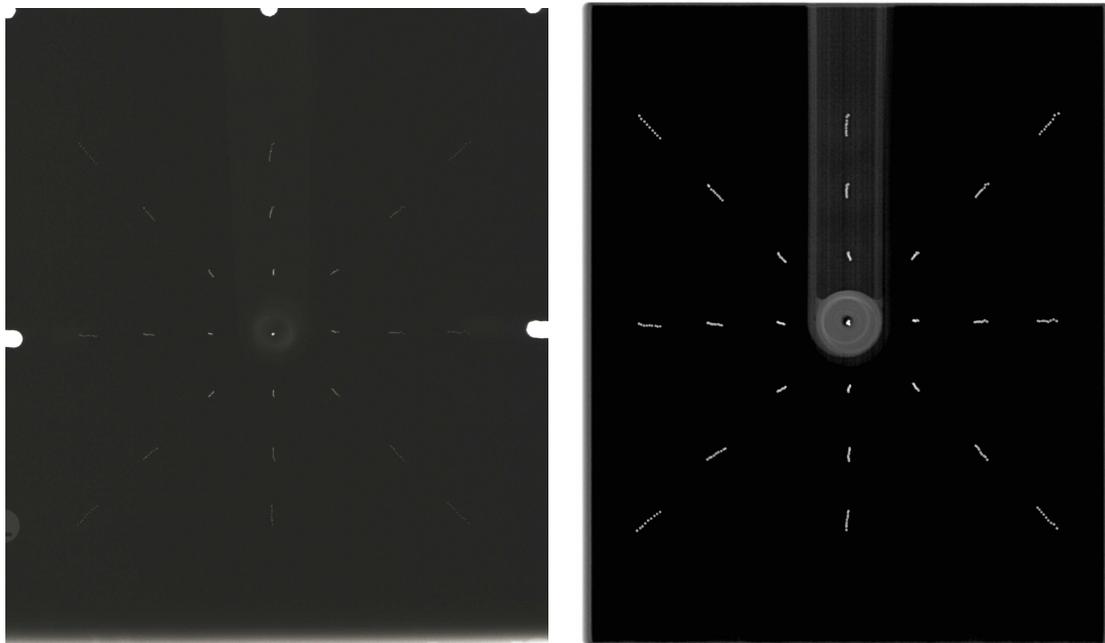


Abb. 5.6: Fernröntgenseitenbilder des geometrischen Prüfkörpers erstellt mit Orthophos C[®] (links) und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] (rechts); (siehe vergrößert in Abbildung 11.1 und 11.3.)

Ergebnisse

5.2.2.1. Paarweiser Vergleich horizontaler Bildkoordinaten

Auch bei diesen beiden Geräten werden die x-Komponenten der Abbildpunkte des analogen und digitalen Gerätes nach Angleichen der Vergrößerungsfaktoren gemäß 4.2.5.2.3.3. paarweise verglichen. Mit (G2) ergibt sich für die Differenz der x-Koordinaten:

$$\Delta x_{\text{absolut}} = x_n \cdot VF_{x_n, \text{analog}} - x_n \cdot \kappa \cdot VF_{x_n, \text{XG}} = x_n \cdot \frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - x_n \cdot \frac{\kappa \cdot FD_{\text{XG}}}{y_n} = 0$$

Theoretisch sollten die absoluten Differenzen der x-Komponenten der Abbildpunkte des analogen und digitalen Röntgenbildes damit null sein, was im Weiteren empirisch überprüft wird.

5.2.2.1.1. Absolute Differenzen der x-Komponente

Empirisch ergeben sich pro x,z-Ebene des Prüfkörpers folgende absolute Differenzen für die x-Koordinaten der Abbildpunkte. In Abbildung 11.9 sind die Abweichungen für alle Abbildpunkte pro x,z-Ebene dargestellt. Für die Mittelwerte pro Ebene erhält man:

Mittelwerte									
x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
MW [mm]	0,32	0,24	0,12	-0,02	-0,13	-0,27	-0,38	-0,49	-0,55

Tab. 5.13: Mittelwert der absoluten Differenzen der x-Koordinaten

Da die Differenzen unabhängig von y und damit von den x,z-Ebenen des Prüfkörpers sind, wird eine deskriptive Statistik für alle Differenzen ($\Delta x_{\text{absolut}}$) über alle x,z-Ebenen angegeben:

Deskriptive Statistik								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta x_{\text{absolut}}$	216	4,50	-2,40	2,10	-,1278	7,274E-02	1,0691	1,143

Tab. 5.14: Deskriptive Statistik für die absoluten Differenzen der x-Koordinaten

Ergebnisse

Die durchschnittliche Abweichung der x-Koordinaten ($\Delta x_{\text{absolut}}$) über alle Ebenen beträgt -0,13 [mm]. Histogramm der Abweichungen siehe Abbildung 11.10.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		216
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	-,1278
	Standardabweichung	1,0691
Extremste Differenzen	Absolut	,050
	Positiv	,050
	Negativ	-,044
Kolmogorov-Smirnov-Z		,736
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,650

Tab. 5.15: Test auf Normalverteilung

Eine Normalverteilung kann bei einer zweiseitigen, asymptotischen Signifikanz von 65% bei einem Signifikanzniveau von 95% ($p = 0,05$) nicht abgelehnt, kann damit also angenommen werden. Für die Nullhypothese, die Differenz $\Delta x_{\text{absolut}}$ zwischen analogen und digitalen x-Koordinaten der Abbildpunkte sei null, ist ebenfalls zu testen, ob die durchschnittliche Abweichung von -0,13 [mm] statistisch signifikant von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test						
	Testwert = 0					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
$\Delta x_{\text{absolut}}$	-1,757	215	,080	-,1278	-,2712	1,560E-02

Tab. 5.16: Einstichproben-t-Test für mittlere Abweichung der x-Koordinaten

Die Nullhypothese, die durchschnittliche Abweichung sei gleich null, kann bei einer Signifikanz von 8% und einem Signifikanzniveau von 95% ($p = 0,05$) nicht abgelehnt werden. Die mittlere Differenz von -0,13 [mm] liegt im engen Konfidenzintervall von [-0,27; 0,02] [mm]. Es kann damit von einer durchschnittlichen Abweichung von null ausgegangen werden. Dies bedeutet, die x-Koordinaten der Röntgenbilder des Orthophos C[®] und Orthophos XG Plus Ceph[®] sind im Durchschnitt signifikant gleich.

Ergebnisse

5.2.2.1.2. Relative Differenzen der x-Komponente

Die absoluten Differenzen werden im Weiteren ebenfalls zwischen den analogen und digitalen Werten bezüglich der Objektpunktcoordinate (x_n) betrachtet. Diese relativen Differenzen sind für alle Objektpunkte in Abbildung 11.11 graphisch dargestellt. Dabei ergeben sich durch Mittelwertbildung der einzelnen Abweichungen pro x,z-Ebene des Prüfkörpers folgende prozentuale Abweichungen $\Delta x_{\text{relativ}}$:

Mittelwerte der prozentualen Abweichungen									
Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
$\Delta x_{\text{relativ}}$	2,60%	2,60%	2,60%	2,68%	2,63%	2,62%	2,56%	2,58%	2,81%

Tab. 5.17: Mittelwerte der prozentualen Abweichungen der x-Koordinaten pro x,z-Ebene

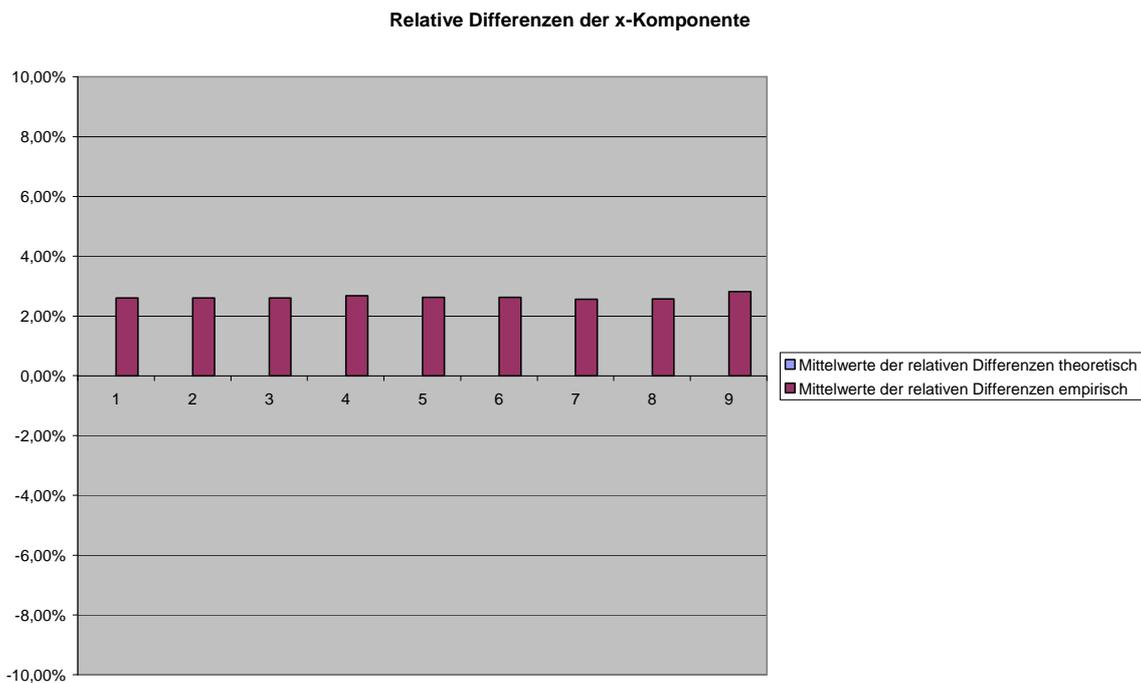


Diagramm 5.4: Mittelwerte der prozentualen Differenzen der x-Koordinaten pro x,z-Ebene

Deskriptive Statistik							
N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
162	,06	,00	,06	2,631E-02	9,018E-04	1,148E-02	1,317E-04

Tab. 5.18: Deskriptive Statistik über alle Ebenen

Ergebnisse

Die prozentuale Abweichung des digitalen vom analogen Abbildepunkt in der x-Richtung beträgt im Durchschnitt 2,63% der x-Koordinate (x_n) des Objektpunktes. Die Stichprobengröße beträgt $N = 162$, da Objektpunkte mit $x_n = 0$ wegen Division durch null ausgeschlossen werden. Histogramm der Abweichungen siehe Abbildung 11.12 im Anhang.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		162
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	2,631E-02
	Standardabweichung	1,148E-02
Extremste Differenzen	Absolut	,053
	Positiv	,053
	Negativ	-,050
Kolmogorov-Smirnov-Z		,671
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,759

Tab. 5.19: Test auf Normalverteilung

Die Nullhypothese einer Normalverteilung kann bei einer Signifikanz von 75,9 % und einem Signifikanzniveau von 95 % nicht abgelehnt werden und wird damit angenommen.

Im Weiteren wird getestet, ob die mittlere prozentuale Abweichung von 2,63 % statistisch von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test						
	Testwert = 0					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
$\Delta X_{\text{relativ}}$	29,178	161	,000	2,631E-02	2,453E-02	2,809E-02

Tab. 5.20: Einstichproben-t-Test

Die durchschnittliche prozentuale Abweichung $\Delta X_{\text{relativ}}$ ist signifikant von null verschieden. Die Nullhypothese, die durchschnittliche Abweichung sei gleich null, kann für das Signifikanzniveau von 95% statistisch nicht bekräftigt werden.

Ergebnisse

5.2.2.1.3. Lineare Regression

Unter Annahme gleicher analoger und digitaler Werte ist mittels Regressionsberechnung der linearen Funktion $y = b_1x + b_0$ beim Auftragen der digitalen Werte auf der Abszisse und der analogen Werte auf der Ordinate ein Eins-zu-eins-Zusammenhang der Koordinaten und damit eine Winkelhalbierende mit dem Steigungsparameter $b_1=1$ und einem Achsenabschnitt $b_0=0$ zu erwarten. Durch lineare Kurvenanpassung erhält man für die Koeffizienten der Regressionskurve:

Lineare Kurvenanpassung							
	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall für B	
	B	Standardfehler	Beta			Untergrenze	Obergrenze
Konstante	-,128	,023		-5,481	,000	-,173	-,082
X _{XG}	1,024	,001	1,000	1825,332	,000	1,023	1,025

a Abhängige Variable: x_{analog}

Tab. 5.21: Lineare Kurvenanpassung für die x-Koordinaten

Bei einem R-Quadrat-Wert von 0,999 mit einem Achsenabschnitt $b_0= -0,128$ und dem Steigungsparameter $b_1= 1,024$ ist der lineare Zusammenhang in folgender Graphik ebenfalls deutlich erkennbar:

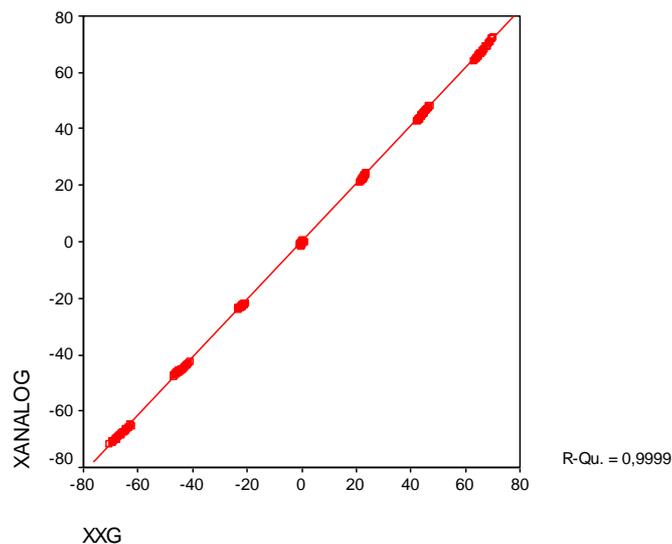


Diagramm 5.5: Regressionskurve für die x-Koordinaten

Ergebnisse

5.2.2.2. Paarweiser Vergleich vertikaler Bildkoordinaten

5.2.2.2.1. Absolute Differenzen der z-Komponente

Auch für die vertikalen Komponenten (z-Koordinate) der Abbildpunkte sollte unter Annahme einer „weitestgehend gleichen Abbildungsgeometrie“ [111] beider Abbildesysteme die Abweichung null sein. Mit (G2) gilt nach Angleichen der Vergrößerungsfaktoren:

$$\Delta z_{\text{absolut}} = z_n \cdot VF_{z_n, \text{analog}} - z_n \cdot \kappa \cdot VF_{z_n, \text{XG}} = z_n \cdot \frac{FD_{\text{analog}}}{y_n} - z_n \cdot \frac{\kappa \cdot FD_{\text{XG}}}{y_n} = 0$$

Empirisch ergeben sich folgende absolute Differenzen, die graphisch in Abbildung 11.13 dargestellt sind. Für die Mittelwerte der absoluten Differenzen $\Delta z_{\text{absolut}}$ pro x,z-Ebene des Prüfkörpers erhält man:

Mittelwerte der absoluten Differenzen									
x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
MW [mm]	0,11	0,07	0,16	0,23	0,28	0,37	0,43	0,49	0,52

Tab. 5.22: Mittelwerte der absoluten Differenzen der z-Koordinaten

Da die Differenzen unabhängig von den Ebenen sind, wird die deskriptive Statistik für alle Differenzen ($\Delta z_{\text{absolut}}$) über alle Ebenen angegeben:

Deskriptive Statistik								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta z_{\text{absolut}}$	216	2,86	-1,20	1,66	,2962	4,547E-02	,6683	,447

Tab. 5.23: Deskriptive Statistik für Differenzen der z-Koordinaten

Die durchschnittliche Abweichung der z-Koordinaten über alle Ebenen beträgt 0,296 [mm]. Histogramm der Abweichungen siehe Abbildung 11.14.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		216
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	,2962

Ergebnisse

	Standardabweichung	,6683
Extremste Differenzen	Absolut	,060
	Positiv	,048
	Negativ	-,060
Kolmogorov-Smirnov-Z		,886
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,413

Tab. 5.24: Test auf Normalverteilung

Eine Normalverteilung kann bei einer asymptotischen Signifikanz von 41,3% bei einem Signifikanzniveau von 95% ($p=0,05$) nicht abgelehnt werden, kann also angenommen werden. Für die Nullhypothese $H_0 : E[\Delta z] = 0, H_1 : E[\Delta z] \neq 0$, die Differenz Δz zwischen analogen und digitalen z-Werten der Koordinaten der Abbildpunkte sei null, ist zu testen, ob die durchschnittliche Abweichung von 0,296 [mm] statistisch signifikant von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test					
Testwert = 0					
T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
				Untere	Obere
6,515	215	,000	,2962	,2066	,3859

Tab. 5.25: Einstichproben-t-Test für die Differenzen der z-Koordinaten

Die Nullhypothese einer durchschnittlichen Abweichung gleich null muss bei einem Signifikanzniveau von 95% ($p=0,05$) abgelehnt werden, da der Erwartungswert 0 nicht im Konfidenzintervall $[0,21; 0,39]$ [mm] liegt.

5.2.2.2.2. Relative Differenzen der z-Komponente

Die absoluten Differenzen zwischen den analogen und digitalen z-Werten werden im Folgenden bezüglich der Objektpunktcoordinate (z_n) betrachtet, um eine Aussage relativ zur Ausgangsgröße der projizierten Objekte zu erhalten. Die prozentualen Differenzen über alle Ebenen sind in Graphik 11.15 im Anhang dargestellt. Durch Mittelwertbildung der einzelnen Abweichungen pro Ebene ergeben sich folgende prozentuale Abweichungen:

Ergebnisse

Mittelwerte pro Ebene									
x,z-Ebene	1	2	3	4	5	6	7	8	9
y [mm]	1422,9	1442,1	1461,4	1480,7	1500	1519,3	1538,6	1557,9	1577,2
$\Delta z_{\text{relativ}}$	1,70%	1,67%	1,73%	1,84%	1,86%	1,73%	1,66%	1,71%	1,70%

Tab. 5.26: Mittelwerte der Differenzen der z-Koordinate pro x,z-Ebene

Deskriptive Statistik								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta z_{\text{relativ}}$	9	,20	1,66	1,86	1,7333	2,345E-02	7,036E-02	4,950E-03

Tab. 5.27: Deskriptive Statistik der Mittelwerte der Differenzen der z-Koordinaten

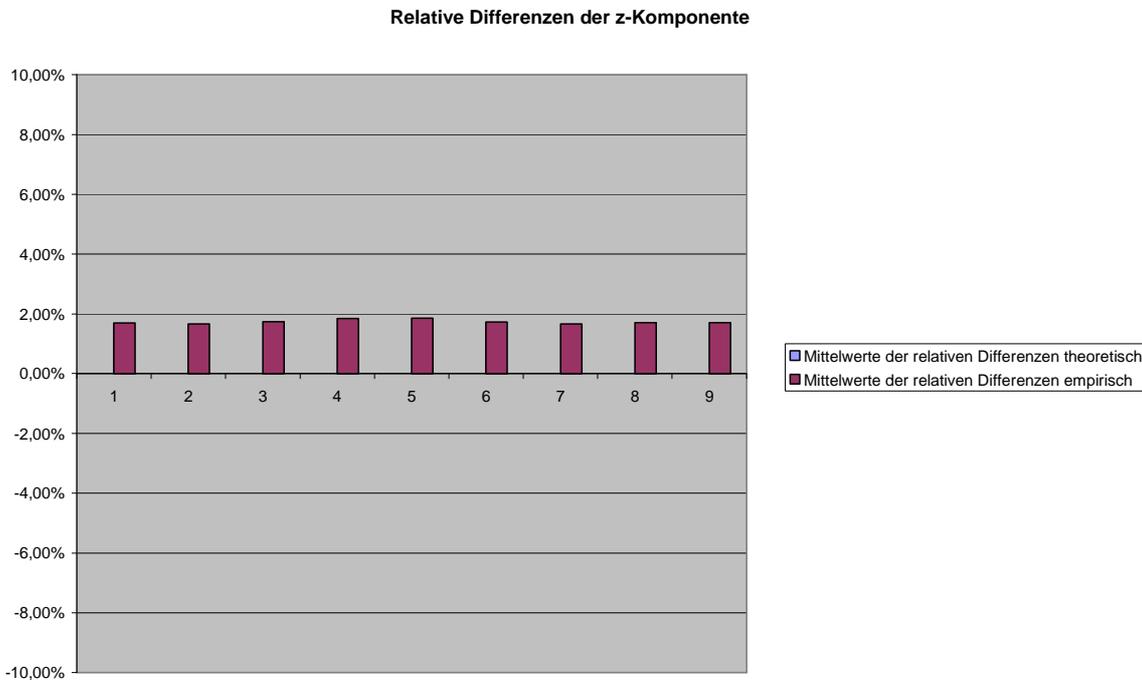


Diagramm 5.6: Mittelwerte der prozentualen Differenzen der z-Koordinaten pro x,z-Ebene

Deskriptive Statistik über alle Ebenen								
	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardfehler	Standardabweichung	Varianz
$\Delta z_{\text{relativ}}$	162	,06	-,01	,05	1,737E-02	9,039E-04	1,150E-02	1,323E-04

Tab. 5.28: Deskriptive Statistik der Differenzen der z-Koordinaten über alle x,z-Ebenen

Die Stichprobengröße N beträgt 162, da Objektpunkte mit $z_n = 0$ wegen Division durch null ausgeschlossen werden. Die prozentuale Abweichung des digitalen vom

Ergebnisse

analogen Punkt in der Vertikalen beträgt im Durchschnitt 1,74 % der z-Koordinate des Objektpunktes. Histogramm der Abweichungen siehe Abbildung 11.16.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest		
N		162
Parameter der Normalverteilung	Mittelwert	1,737E-02
	Standardabweichung	1,150E-02
Extremste Differenzen	Absolut	,052
	Positiv	,052
	Negativ	-,044
Kolmogorov-Smirnov-Z		,657
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		,782

Tab. 5.29: Test auf Normalverteilung

Eine Normalverteilung kann bei einer asymptotischen Signifikanz von 78,2% bei einem Signifikanzniveau von 95% ($p=0,05$) nicht abgelehnt, kann also angenommen werden. Für die Nullhypothese $H_0 : E[\Delta z] = 0$, $H_1 : E[\Delta z] \neq 0$, die Differenz Δz zwischen analogen und digitalen z-Werten der Koordinaten der Abbildpunkte sei null, ist zu testen, ob die durchschnittliche Abweichung von 1,74 [%] statistisch signifikant von null verschieden ist.

Einstichproben-t-Test						
	Testwert = 0					
	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
					Untere	Obere
$\Delta z_{\text{relativ}}$	19,218	161	,000	1,737E-02	1,559E-02	1,916E-02

Tab. 5.30: Einstichproben-t-Test

Die mittlere prozentuale Abweichung ist mit 1,74 % bei einem Konfidenzintervall [1,56 %; 1,92%] signifikant von null verschieden.

5.2.2.2.3. Lineare Regression

Unter Annahme gleicher analoger und digitaler z-Werte ist mittels Regressionsberechnung der linearen Funktion $y = b_1x + b_0$ beim Auftragen der digitalen Werte auf der Abszisse und der analogen Werte auf der Ordinate ein Eins-

Ergebnisse

zu-eins-Zusammenhang der Koordinaten und damit eine Winkelhalbierende mit dem Steigungsparameter $b_1=1$ und einem Achsenabschnitt $b_0=0$ zu erwarten. Durch lineare Kurvenanpassung erhält man für die Koeffizienten der Regressionskurve:

Lineare Kurvenanpassung							
	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall für B	
	B	Standard-Fehler	Beta			Untergrenze	Obergrenze
Konstante	,297	,015		20,177	,000	,268	,326
Z _{XG}	1,015	,000	1,000	2841,70	,000	1,015	1,016

a Abhängige Variable: Z_{analog}

Tab. 5.31: Lineare Kurvenanpassung für die z-Koordinate

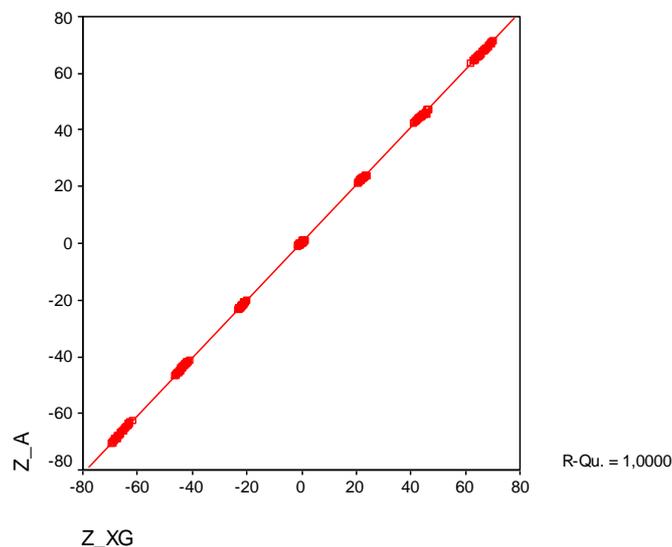


Diagramm 5.7: Regressionskurve für die z-Koordinate

Bei einem R-Quadrat-Wert von 1,000 kommt der Achsenabschnitt seinem idealen Wert von null mit 0,297 sehr nahe, der Steigungsparameter ist mit 1,015 praktisch eins.

5.3. Exemplarischer Vergleich der kephalometrischen Auswertungen der Schädelpräparate

Die Röntgenbildtripel wurden jeweils fünf Mal zu unterschiedlichen Zeitpunkten kephalometrisch ausgewertet, um durch Mittelwertbildung die Messgenauigkeit der evaluierten Variablen zu erhöhen (siehe Tabelle 11.17 im Anhang). Anschließend wurden die Mittelwerte der beiden digitalen Röntgenbilder für jedes der fünf

Ergebnisse

Schädelpräparate jeweils paarweise mit den entsprechenden analogen Werten verglichen.

5.3.1. Deskriptive Statistik

5.3.1.1. Differenzen zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

Paarweise Differenzen der kephalometrischen Variablen							
						Mittelwert	Standard- Abweichung
Schädel	KZ-7	KZ 82-55	KZ 81-54	KZ 82-117	KZ 8-97		
Ar-tgo-Gn	4,90	0,97	6,63	1,21	-0,44	2,65	2,97
ML-NSL	3,69	1,29	0,56	1,46	0,33	1,46	1,33
NL-NSL	-0,69	2,17	-0,87	1,06	0,26	0,39	1,26
SNA	-0,03	-0,27	-0,23	-1,70	-0,14	-0,47	0,69
SNB	0,14	0,47	-0,04	-0,04	0,29	0,16	0,22

Tab. 5.32: Paarweise Differenzen zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

5.3.1.2. Differenzen zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

Paarweise Differenzen der kephalometrischen Variablen							
						Mittelwert	Standard- Abweichung
Schädel	KZ-7	KZ 82-55	KZ 81-54	KZ 82-117	KZ 8-97		
Ar-tgo-Gn	6,61	0,39	3,01	0,20	0,93	2,23	2,70
ML-NSL	-2,91	1,44	-3,00	-1,49	-3,86	-1,96	2,09
NL-NSL	-0,46	2,63	-0,86	1,76	0,07	0,63	1,50
SNA	-0,34	-0,19	0,66	-1,93	-0,19	-0,40	0,94
SNB	-0,10	0,17	-0,06	-0,71	1,11	0,08	0,66

Tab. 5.33: Paarweise Differenzen zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

Ergebnisse

5.3.2. Mittelwerte der Abweichungen

Die Mittelwerte der Abweichungen beider digitaler Bilder bezüglich der konventionellen Aufnahme sind in Diagramm 5.8 dargestellt.

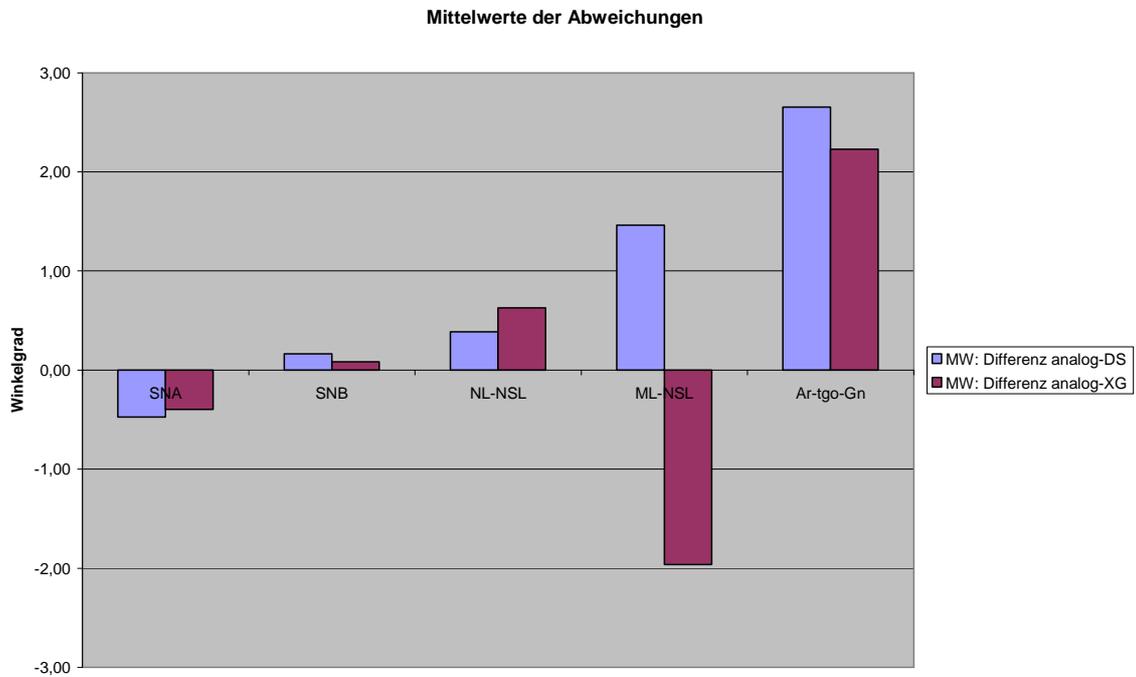


Diagramm 5.8: Mittelwerte der Abweichungen

Während die mittleren Abweichungen der Variablen SNA, SNB und NL-NSL in einem Bereich von $[-0,47^\circ; 0,63^\circ]$ liegen, bewegen sich diese bei den Variablen ML-NSL und Ar-tgo-Gn mit $[-1,96^\circ; 2,65^\circ]$ in einem annähernd vier Mal so großen Intervall.

5.4. Überlagerung eines analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildes

Mit Modifikation der in der Kieferorthopädie etablierten Methode der Röntgenbildüberlagerung, die nach BJÖRK und SKIELLER [13], [14], [15] der Gewinnung von Informationen über die wachstumsbedingten Veränderungen des Viscerocraniums dient, lassen sich die unterschiedlichen Bildinhalte und damit die Verzerrungseffekte bei der Abbildung von hochkomplexen Objekten wie eines menschlichen Schädels direkt visualisieren.

Ergebnisse

Im Gegensatz zur ursprünglichen Methode überlagern wir in unserem Fall exemplarisch eine analoge und eine digitale Fernröntgenaufnahme vom selben Schädel und damit identischen Objekt. Für eine möglichst präzise Überlagerung wurden sowohl die Kugel-Matrize-Einheit des Porus acusticus internus im Zentralstrahl wie auch die am Schädel montierten Metallkugeln der Mediansagittalebene beider Röntgenbilder zur größtmöglichen Deckung gebracht, also Referenzstrukturen, die in beiden Verfahren homolog abgebildet werden.

Die Grauwerte des eingescannten analogen Röntgenbildes wurden mit Hilfe der Filterfunktion der Bildbearbeitungssoftware Corel® Draw / Corel® Paint 10.0 durch entsprechende Verschiebung der Farbskala als Grünwerte, die digitalen entsprechend als Rotwerte ausgegeben. Beiden Röntgenbildern wurde eine Transparenz von 50 % zugewiesen, so dass bei Überlagerung die Inhalte beider Bilder erkennbar blieben. Auf diese Weise wirken die Farben bei Überlagerung zweier Bildpunkte mit der ursprünglichen Bildinformation einer gleichen Graustufe komplementär zueinander und werden zu Weiß oder fast Schwarz. Bei Überlagerung von Bildpunkten mit der Information jeweils unterschiedlicher Graustufen führt dies andererseits zu einer Abweichung hin zur entsprechenden Rot- beziehungsweise Grünkala. Eine Farbverschiebung aus dem Schwarz-Weiß-Bereich spiegelt damit die Unterschiede der Bildinhalte zweier überlagerter Bildpunkte wider, so dass anhand der Rot-Grün-Verschiebung die durch die unterschiedliche Projektionsgeometrie bedingte Verzerrung und damit die unterschiedlichen Bildinhalte sichtbar werden. Die in Abbildung 5.7 dargestellte Röntgenbildüberlagerung lässt deutlich eine über das gesamte Bild unterschiedlich stark verteilte Rot-Grün-Verschiebung und damit Verzerrung der Bildinformationen erkennen.



Abb. 5.7: Überlagerung eines analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildes zur Visualisierung der projektionsbedingten Verzerrung

6. Diskussion

6.1. Diskussion von Material und Methode

Für den direkten Vergleich von Bildinhalten verschiedener bildgebender Systeme bedarf es einer möglichst genau reproduzierbaren Versuchsanordnung bei identischen Prüfobjekten. Zur Diskussion von Material und Methode werden daher zum einen potentielle Fehlerquellen erörtert, die zu möglichen Ungenauigkeiten in der Versuchsanordnung hinsichtlich Präzision und Reproduzierbarkeit geführt haben können, zum anderen werden die angewandten Auswertungsmodalitäten kritisch beleuchtet.

6.1.1. Konstruktion des Prüfkörpers

Mit der Wahl normierter Stahlkugeln von 800 µm Durchmesser waren grundlegende bildgestaltende Anforderungen an die abzubildenden Objekte erfüllt wie Röntgenopazität, Kontrast- und, mit Einhalten einer Mindestgröße, das Auflösungsvermögen, womit im Röntgenbild diskrete und definierte Bildinhalte erzielt werden konnten. Durch die Wahl transluzenter Plexiglasscheiben als Positionierungsschablonen für die Kugeln entstanden ebenfalls keine störenden Einflüsse auf die Abbildequalität.

Die Setzung der Positionierungsbohrungen erfolgte maschinell, um einer möglichen Abweichung durch manuelle Führung entgegenzuwirken. Diese wurden mit Hilfe einer in einem Bohrerständer befestigten Bohrmaschine bei gleichzeitiger Fixierung der Platten über Schraubengewinde am Ständerfuß getätigt. Dabei ließ die Führung der Bohrmaschine entlang einer Führungsschiene nur eine Bewegung in vertikaler Richtung zu, die manuell über einen Hebelarm dirigiert wurde. Abweichungen in der Horizontalebene waren damit im Rahmen der Präzision der Gerätebauart weitgehend ausgeschlossen. Das zylinderförmige Bohrloch war bei einer Länge von 2,0 mm und einem Durchmesser von 1,0 mm größer als der Kugeldurchmesser von 800 µm. Ein mögliches transversales Spiel der Kugeln wurde durch unilaterale Fixierung der Kugeln mittels Klebestreifen ausgeschlossen, wodurch sichergestellt wurde, dass alle Kugeln einer Ebene den gleichen Fokus-Detektor-Abstand besitzen. Durch das Einschränken der Bewegungsfreiheit war zudem gewährleistet, dass die Position der Kugeln in der Positionierungsschablone eindeutig terminiert war und ohne

Diskussion

räumliches Spiel eine maximale Abweichung von 100 µm von der idealen Position in der Lateralebene bestand.

Bei vorliegender Stützkonstruktion mit Stützstreben und alternierend zwischen den Positionierungsschablonen geführten Abstandsbolzen wurde zum einen ein konstanter Abstand und zum anderen, über die Auflageflächen der Bolzen, eine exakt parallele Ausrichtung der Platten zueinander in posterior-anteriorer Ausdehnung von insgesamt 157,2 mm erreicht. Diese Art der Stützkonstruktion gewährleistete neben der erforderlichen Stabilität auch eine ausreichende Verwindungssteifheit des Prüfkörpers, wodurch neben der Lokalisationsgenauigkeit und Vergleichbarkeit der Objektpunkte innerhalb eines Versuchsaufbaus auch die notwendige Reproduzierbarkeit im Vergleich zwischen unterschiedlichen Aufnahmen erzielt werden konnte.

Bei jedem der drei Abbildungsverfahren waren alle Kugeln des Prüfkörpers ohne Vergrößerungshilfen am Röntgenbild eindeutig erkennbar. Mit der geringen Dimensionierung der abzubildenden Objekte war das Projektionsverhalten dezidiert rückverfolgbar und durch die Wahl der Kugelform eine ausgewogene Gleichförmigkeit aller Dimensionsrichtungen erreicht.

Durch die Anordnung der Kugeln in den verschiedenen Ebenen parallel zur Detektorebene war eine Unterscheidbarkeit des Projektionsverhaltens in Abhängigkeit der Distanz vom Fokus, respektive der Bildebene möglich. Die geometrische Positionierung der Objektkugeln in der Formation dreier konzentrischer Quadrate unterschiedlicher Größe ermöglichte die Differenzierung der räumlichen Lage der Objektpunkte sowohl hinsichtlich ihres Abstandes zum Zentralstrahl, wie auch die ihres Richtungswinkels in allen Bildquadranten. Überdies entsprach die räumliche Verteilung der Objektpunkte mit gegebenen Raumvolumen annähernd der eines humanen Erwachsenenschädels.

6.1.2. Auswahl und Vorbereitung der Schädelpräparate

Bei der Auswahl der Schädelpräparate war eine möglichst große Unversehrtheit relevanter knöcherner und dentaler Strukturen maßgebend, um eine Lokalisierung basaler kephalometrischer Referenzpunkte zu realisieren. Angesichts des hohen Alters des biologischen Materials von mehreren Jahrhunderten galt es diesbezüglich allerdings Kompromissbereitschaft zu beweisen, insbesondere hinsichtlich für die kephalometrische Auswertung zweitrangiger anatomischer Strukturen, wie z.B. das

Diskussion

Fehlen von Teilen des Os nasale, perforierte Orbitaböden oder eine unvollständige Bezahnung.

Die zusätzliche Ausstattung der Schädelpräparate mit Metallkugeln an ausgewählten anatomischen Referenzpunkten sowohl innerhalb, als auch an paarig angelegten Strukturen außerhalb der Mediansagittalebene diente einer erhöhten Lokalisierungsgenauigkeit dieser Strukturen bei der kephalometrischen Vermessung. Die Wahl des Bracketwachses zur Fixierung bot die Vorteile einer guten Klebehaftung bei einer anschließenden einfach zu handhabenden und rückstandslosen Entfernung des Fixiermaterials. Um Beschädigungen des biologischen Materials zu vermeiden, erfolgte die Fixierung des Unterkiefers am Schädel über eine Seilkonstruktion. Diese forcierte über die schwebende Lagerung des Unterkiefers die Selbstfindung der Kondylen in der stabilsten Lage in den Fossae articularis, so dass nach ihrer Feinjustierung, bei bilateral zentrischer Kondylenposition und gleichzeitigem Okklusionskontakt zwischen oberer und unterer Bezahnung, eine eindeutige und reproduzierbare räumliche Ausrichtung des Unterkiefers zum Schädel erreicht wurde.

6.1.3. Versuchsaufbau

6.1.3.1. Justierung des Zentralstrahls

Eine notwendige Voraussetzung zum Erhalt aussagekräftiger Bildinformationen war die Sicherstellung der korrekten Zentralstrahlposition in den Röntgengeräten. Zur Beurteilung dienen hierfür zwei standardmäßig im Gerätesortiment mitgelieferte, konusförmige Kunststoffkappen, die an ihrer Spitze mit jeweils einer Metallkugel versehen sind und an die Ohroliven des Kephalostaten befestigt werden. Laut Herstellerangaben verläuft der Zentralstrahl durch die Ohrolivenspitzen, so dass bei korrekter Zentralstrahleinstellung und einwandfreiem Kephalostat beide Kugeln überlappend zur Abbildung kommen. Nach Anfertigung und Auswertung von Testaufnahmen war lediglich beim analogen Gerät Orthophos C[®] eine Neujustierung des Zentralstrahls durch einen Fachmann der Firma Sirona erforderlich.

6.1.3.2. Positionierung der Prüfobjekte

Die Positionierung eines Prüfobjektes im Kephalostaten ist bei zwei zeitlich getrennt angefertigten Röntgenbildern nicht exakt reproduzierbar, so dass bereits eine nur

Diskussion

geringe Neigung oder Rotation aus der Mediansagittalebene heraus zu einer unterschiedlichen Darstellung dreidimensionaler Strukturen führt. Ursache hierfür ist, dass Röntgenbilder, im Gegensatz zu Computertomogrammen, ein Summationsbild multipler paralleler Bildebenen wiedergeben [84].

6.1.3.2.1. Transversale Ausrichtung

Bei verwendeter Zweipunktaufhängung wurde über die Konusfügepassung der präparierten Schutzkappen durch das Zusammenführen der Ohrolivenstäbe zum einen die exakte transversale Ausrichtung entlang des Zentralstrahls mit stabiler, reproduzierbarer Lageselbstfindung des Prüfobjekts im Strahlengang erreicht und zum anderen die Spielpassung in transversaler Richtung auf das Minimum der Resilienz der Ohrolivenstäbe reduziert. Die erzielte Stabilität der Versuchsanordnung war durch diese Zweipunktaufhängung derart hoch, dass die Prüfobjekte ohne weitere Unterstützung im Kephalostaten fixiert werden konnten.

Die Kontrolle der korrekten Transversalorientierung der Prüfobjekte erfolgte über die visuelle Beurteilung der Röntgenbilder. Da der Prüfkörper derart konzipiert ist, dass bei orthogonaler Positionierung die durch die Zentralbohrung der einzelnen Positionierungsschablonen verlaufende Querstrebe im Zentralstrahl zum Liegen kommt und damit im Idealfall in der Lateralaufnahme punktförmig abgebildet wird, war bei der Auswahl der zu verwendenden Referenzbilder das Kriterium eines nicht verzerrten, punktförmigen Mittelpunktes zu erfüllen.

Bei den Röntgenbildern der Schädel war das Kriterium einer hinreichend guten transversalen Ausrichtung dann erfüllt, wenn nach beschriebenem Kimme-und-Korn-Prinzip die Metallkugel der Schutzkappe im Porus accusticus dexter im Zentrum der im Porus accusticus sinister positionierten kreisförmigen Matrizenöffnung zur Abbildung kam.

6.1.3.2.2. Ausrichtung in der Lateralebene

Der einzige Freiheitsgrad der Zweipunktaufhängung bestand in einer Rotationsmöglichkeit in der Lateralebene, wobei der Prüfkörper wegen seiner symmetrischen Bauart keine Richtungspräferenz, hingegen die Schädel aufgrund ihres Schwerpunktes eine Rotationstendenz nach posterior aufwiesen. Die Kontrolle der Ausrichtung der Prüfobjekte in dieser Ebene erfolgte mit Hilfe eines von kaudal

Diskussion

als drittem Abstützpunkt wirkenden Stütztellers auf einem in seiner Höhe justierbaren Fotostativ. Unter Zuhilfenahme einer T-Wasserwaage wurde dieser bei jedem Versuchsaufbau parallel zur Erdhorizontalen ausgerichtet. Bei der Positionierung des Prüfkörpers war darauf zu achten, dass dessen Unterseite spaltfrei und mit jeder Positionierungsschablone flächig auf dem Stützteller zum Aufliegen kam, womit er in allen drei Dimensionen seine korrekte und eindeutig reproduzierbare Raumlage einnahm.

Auf vergleichbare Weise wurden die Schädel in der Lateralebene eingestellt. Nach waagerechter Stütztellerausrichtung erfolgte die Positionierung der Schädel mit Hilfe der individuell erstellten Silikonschlüssel, die bei spaltfreier Positionierung ebenfalls eine eindeutige und reproduzierbare Raumlage definierten. Unterstützend wurden die Schädel in dieser Position mit der Nasenstütze des Kephalostaten fixiert, so dass durch den mechanischen Rotationswiderstand eine zusätzliche Stabilität des Schädels im Kephalostaten erreicht werden konnte.

Mit diesen Kriterien erfüllt die Versuchsanordnung hinsichtlich der Positionierung der Prüfobjekte eine höhere Präzision, als dies im Praxisalltag erzielt wird, da neben der Resilienz der Weichgewebe des äußeren Gehörgangs zusätzlich Bewegungen des Patienten während der Aufnahme nicht auszuschließen sind, die zusätzlich zu Ungenauigkeiten der räumlichen Lage und zu Bewegungsunschärfe führen können.

6.1.4. Aufbereitung des Datenmaterials

6.1.4.1. Objektpunktkoordinaten des Prüfkörpers

Die Koordinaten der Objektpunkte, respektive der Metallkugeln im Prüfkörper, wurden nicht einzeln gemessen, sondern indirekt berechnet. Es wurde davon ausgegangen, dass jeder Objektpunkt entsprechend den Positionierungsschablonen identische x- und z-Komponenten mit 20, 40 oder 60 mm besitzt. Die y-Komponenten der einzelnen Objektpunkte wurden ebenfalls indirekt ermittelt, indem der gemessene Plattenabstand der entsprechenden Kugeln in Bezug zum Fokus-Mediansagittalebene-Abstand von 1500 mm gesetzt wurde. Auch hier wurde eine ideale Positionierung des Prüfkörpers bezüglich des Zentralstrahls und der Mediansagittalebene angenommen. Diese Werte wurden für Theorie und Praxis verwendet.

Da die Objektpunkte über den Prüfkörper untereinander verbunden sind, wirkt sich eine nicht exakte Positionierung im Strahlengang, bedingt durch räumliche

Diskussion

Autokorrelation, fehlerhaft auf alle 216 Objektpunkte des Prüfkörpers aus. Dieser systematische Fehler hat Auswirkungen auf alle drei Raumdimensionen, wobei sich die Fehlergrößen zum Teil aufheben oder verstärken können. Der Fehler muss hierbei nicht normalverteilt sein (Heteroskedastizität), da nicht an allen Objektpunkten gleiche projektionsgeometrische Wirkungen entstehen. Fehler im Randbereich des Prüfkörpers, also bei Objektpunkten mit größerem Abstand zum Zentralstrahl, sind beispielsweise überproportioniert im Vergleich zu zentralstrahlnahen Objektpunkten.

6.2. Diskussion der Ergebnisse

6.2.1. Prüfkörper

6.2.1.1. Vergleich Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

6.2.1.1.1. Vergleich der horizontalen Komponenten

Bei Betrachtung der absoluten Differenzen der x-Werte beträgt die durchschnittliche Abweichung $\Delta x_{\text{absolut}}$ über alle Ebenen -0,28 [mm]. Die relative Abweichung des digitalen vom analogen Abbildepunkt in der x-Richtung beträgt im Durchschnitt -0,60% des x_n - Wertes. Bei gewähltem hohem Signifikanzniveau von 95 % kann die Nullhypothese $H_0 : E[\Delta x] = 0$, mit dem Erwartungswert Δx sei für die absoluten und relativen Abweichungen null, nicht bestätigt werden.

Dieses statistische Ergebnis ist aber aus praktischer Sicht zu relativieren. Die geringe durchschnittliche absolute Abweichung von -0,28 [mm] bei einer Standardabweichung von 0,68 [mm] sowie die geringe durchschnittliche prozentuale Abweichung von -0,60 % bei einer Standardabweichung von 1,3 % bezüglich der Ausgangskoordinate der Objektpunkte geben angesichts der vorherrschenden Versuchsbedingungen einen deutlichen Hinweis darauf, dass die x-Werte beider Modalitäten, wie theoretisch postuliert, annähernd gleich sind. Dies wird durch die lineare Regressionsberechnung bekräftigt. Bei einem R-Quadrat-Wert von 0,998 kommt der Achsenabschnitt seinem idealen Wert von null mit -0,269 sehr nahe, der Steigungsparameter ist mit 0,995 praktisch 1. Der lineare Zusammenhang für die Annahme gleicher analoger und digitaler x-Koordinaten wird damit zusätzlich unterstrichen.

Diskussion

6.2.1.1.2. Vergleich der vertikalen Komponenten

Da die absoluten Abweichungen der Abbildpunkte beider Modalitäten in vertikaler Richtung neben der y - auch von der z -Koordinate abhängen, ist eine Mittelwertbildung pro x,z -Ebene nicht aussagekräftig. Bei gesonderter Betrachtung für die gegebenen z -Koordinaten der verwendeten Objektpunkte (-60, -40, -20, 0, 20, 40, 60) wird der inverse, hyperbolische Zusammenhang mit dem Faktor $\left(\frac{FD}{y_n} - \kappa \cdot E_z\right)$

deutlich erkennbar. Für eine Aussage über die Abweichungen bezüglich der vertikalen Bildkoordinaten bedarf es einer relativen Betrachtung der Differenzen zur z -Komponente der Objektpunkte.

Die absoluten Differenzen zwischen den empirisch ermittelten Mittelwerten der prozentualen Abweichung pro Ebene zu den theoretisch aus dem mathematischen Modell abgeleiteten Werten betragen im Mittel -0,73%. Zu testen war, ob die empirisch ermittelten, relativen Differenzen pro Ebene den postulierten Differenzen entsprechen und damit der Unterschied null ist. Der Erwartungswert $E[\Delta z] = 0$ [%] liegt geringfügig außerhalb der engen Konfidenzintervallgrenzen [-1,04 %; -0,42 %]. Die durchschnittliche prozentuale Abweichung ist mit -0,73 % signifikant von null verschieden und kann für das Signifikanzniveau von 95 % nicht statistisch belegt werden. Dieses statistische Ergebnis ist aber aus praktischer Sicht ebenfalls zu relativieren. Die geringe durchschnittliche prozentuale Abweichung von -0,73 % bei einer Standardabweichung von 1,9 % gibt angesichts der vorherrschenden Versuchsbedingungen wiederum einen deutlichen Hinweis darauf, dass die Differenzen der z -Werte beider Modalitäten der durch das mathematische Modell aufgestellten Differenzgleichung folgen. Die graphische Darstellung der theoretisch postulierten und empirisch ermittelten Mittelwerte der prozentualen Abweichungen für die einzelnen x,z -Ebenen spiegelt deutlich den vorhergesagten hyperbolischen Charakter der Abhängigkeit von der y -Koordinate wider (siehe Diagramm 5.3) und unterstreicht damit ebenfalls den postulierten theoretischen Zusammenhang.

6.2.1.2. Projektionsgeometrie des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

Beim Betrachten des Prüfkörperbildes des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] erkennt man, dass alle Objektkugeln, die sich bei gleicher x - und z -Koordinate lediglich im Fokus-Detektor-Abstand (y -Koordinate) unterscheiden, differenziert zur Abbildung kommen

Diskussion

und nicht mehr, wie beim Orthophos Plus DS Ceph[®], mit gleicher vertikaler Entzerrung dargestellt werden. Dies deutet darauf hin, dass bei der Bildaufnahme des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] kein paralleler Verlauf von Fokus und Detektor mehr besteht wie beim Vorgängermodell.

Die Annahme eines nicht parallelen Verlaufs von Fokus und Detektor wird durch den optischen Eindruck beim Beobachten des Verlaufs von Sensor und Blende während des Scannvorgangs bekräftigt. Der zugehörige Bildverarbeitungsalgorithmus des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] und damit der exakte Abbildemodus beim Scan-Drift-Mode wurde von der Firma Sirona aus patenschutzrechtlichen Gründen nicht mitgeteilt. Für die Auswertung der Bilddaten des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] werde, laut Herstellerangaben, eine hinreichend gute Näherung angewandt, indem man von einer „weitestgehend gleichen Abbildungsgeometrie wie beim analogen Verfahren“ ausgehe [111].

6.2.1.3. Vergleich Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

6.2.1.3.1. Vergleich der horizontalen Komponenten

Die relative Abweichung des digitalen vom analogen Abbildepunkt in der x-Richtung beträgt durchschnittlich 2,63 % der x-Koordinate des Objektpunktes. Diese durchschnittliche prozentuale Abweichung ist signifikant von null verschieden. Die Nullhypothese $H_0 : E[\Delta x] = 0$, die durchschnittliche Abweichung sei gleich null, kann für das Signifikanzniveau von 95% statistisch nicht bekräftigt werden, da der Erwartungswert $E[\Delta x] = 0$ [%] außerhalb der Konfidenzintervallgrenzen [2,45%; 2,80%] liegt.

Bei Betrachtung der absoluten Differenzen der x-Werte beträgt die durchschnittliche Abweichung $\Delta x_{\text{absolut}}$ über alle Ebenen -0,13 [mm] bei einer Standardabweichung von 1,07 [mm]. Im Gegensatz zu den relativen Abweichungen kann die Nullhypothese, die durchschnittliche absolute Abweichung sei gleich null, bei einer Signifikanz von 8% und einem Signifikanzniveau von 95% ($p=0,05$) nicht abgelehnt werden. Dies bedeutet, die Abweichungen der x-Koordinaten des analogen und digitalen Gerätes sind, über alle Ebenen betrachtet, im Durchschnitt gleich, wobei sie sich im Mittel aufheben.

Dies wird zusätzlich durch die lineare Regressionsberechnung bestätigt. Bei einem R-Quadrat-Wert von 0,999 kommt der Achsenabschnitt seinem idealen Wert von null

Diskussion

mit $-0,128$ sehr nahe, der Steigungsparameter ist mit $1,024$ praktisch eins. Der lineare Zusammenhang für die Annahme gleicher analoger und digitaler x-Koordinaten wird damit zusätzlich unterstrichen.

6.2.1.3.2. Vergleich der vertikalen Komponenten

Die absolute Abweichung der z-Koordinaten ($\Delta z_{\text{absolut}}$) über alle Ebenen beträgt im Mittel $0,296$ [mm] mit einer Standardabweichung von $0,67$ [mm]. Die Annahme, die Differenz zwischen analogen und digitalen z-Koordinaten der Abbildpunkte sei null, muss bei einem Signifikanzniveau von 95% abgelehnt werden, da der Erwartungswert $E[\Delta z] = 0$ [mm] außerhalb der Konfidenzintervallgrenzen [$0,20$ mm; $0,39$ mm] liegt. Dies bedeutet, dass statistisch die z-Komponenten der Abbildpunkte beider Modalitäten mit geringfügigem Unterschied nicht gleich sind.

Die relative Abweichung des digitalen vom analogen Abbildpunkt in der z-Richtung beträgt durchschnittlich $1,74$ % der z-Koordinate des Objektpunktes. Der Erwartungswert $E[\Delta z] = 0$ [%] liegt außerhalb der Konfidenzintervallgrenzen [$1,56$ %; $1,92$ %]. Die mittlere prozentuale Abweichung ist mit $1,74$ % und einer Standardabweichung von $1,1$ % signifikant von null verschieden. Die Annahme gleicher z-Koordinaten kann somit für das Signifikanzniveau von 95 % statistisch nicht belegt werden. Die durchschnittliche absolute Abweichung von $0,296$ mm und prozentuale Abweichung von $1,74$ % geben, angesichts der vorherrschenden Versuchsbedingungen, ebenfalls einen deutlichen Hinweis darauf, dass die Differenzen der z-Werte beider Modalitäten im Mittel nahezu gleich sind, was für eine vergleichbare Abbildungsgeometrie spricht. Diese Annahme wird ebenfalls durch die lineare Regressionsberechnung bei einem R-Quadrat-Wert von $1,000$ mit Achsenabschnitt $0,297$ und Steigungsparameter $1,015$ bekräftigt.

6.2.1.3.3. Interpretation der Abweichungen

Die Tatsache, dass sowohl für die vertikalen wie auch für die horizontalen Koordinaten die prozentualen Abweichungen zwischen dem analogen und digitalen Bild in allen Ebenen parallel zur Bildebene nahezu gleich sind (siehe Diagramm 5.4 und 5.6), deutet darauf hin, dass sich nicht die Bildinhalte, sondern die Bildformate beider Bildarten unterscheiden. Die Abbildungsgeometrie des Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] hat bei der Signalerfassung mit einem Fokus-Detektor-Abstand $FD_{\text{XG}}=1714$

Diskussion

Millimeter einen Vergrößerungsmaßstab von 1:1,143. In der Bildverarbeitung wird das XG-Bild algorithmisch auf den Maßstab 1:1,1 transformiert, damit ein C3-Bild auf einen DIN A4-Ausdruck passt [111]. Der Bildmaßstab des analogen Orthophos C[®] beträgt bei einem Fokus-Detektor-Abstand von $FD_{\text{analog}}=1690$ mm 1:1,126.

Dies hat zur Folge, dass für die XG-Bildkoordinaten im direkten Vergleich mit den analogen Werten eine Maßstabsdifferenz ($1,1266 - 1,1=0,0266$) von 2,66 % besteht. Der empirisch ermittelte Durchschnittswert von 2,63 % (siehe Diagramm 5.4) für die gemessenen Differenzen der horizontalen Komponenten entspricht bei einer Abweichung von 0,03 % annähernd exakt diesem postulierten Wert.

In vertikaler Richtung weicht der ermittelte Durchschnittswert mit 1,74 % (siehe Diagramm 5.6) um 0,92 % ($2,66\% - 1,74\%$) vom postulierten Wert ab, so dass damit eine Kompression von rund 1 % in vertikaler Richtung im Vergleich zur horizontalen besteht. Eine mögliche Ursache für diesen Unterschied zwischen horizontaler und vertikaler Abweichung ist im vermuteten asynchronen Verlauf von Fokus und Sensor bei der Bilderzeugung zu sehen, wobei eine definitive Klärung aus patentenschutzrechtlichen Gründen im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich ist.

6.2.2. Schädelpräparate

Für den paarweisen Vergleich der kephalometrischen Auswertungen der Schädelpräparate ist mit 5 Schädeln die Voraussetzung für den Vergleich von Mittelwerten bei einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ erfüllt [95]. Die daraus resultierenden Ergebnisse werden im Folgenden deskriptiv beschrieben:

Beim paarweisen Vergleich der kephalometrischen Variablen, die auf Messpunkten innerhalb der Mediansagittalebene basieren, also SNA, SNB und NL-NSL, liegen die mittleren Abweichungen in einem Bereich von $[-0,47^\circ; 0,63^\circ]$. Bei vorliegenden Versuchsbedingungen liegt dies im Rahmen der Messgenauigkeit und deckt sich mit dem Ergebnis vergleichbarer Studien [52], [107], so dass man bei den drei Verfahren von annähernd gleichen Messergebnissen ausgehen darf.

Bei den extramedianen Variablen Ar-tgo-Gn und ML-NSL ergeben sich hingegen im direkten Vergleich weitaus größere Messunterschiede. Die ermittelten Abweichungen bewegen sich hier mit $[-1,96^\circ; 2,65^\circ]$ in einem annähernd viermal so großen Intervall. Ihr Messwert beruht auf der Mittelwertbildung zweier paarig angelegter anatomischer Referenzpunkte, die bilateral extramedian liegen. Wie in Kapitel 4.1 geometrisch hergeleitet, werden bei Orthophos Plus DS Ceph[®] fokusnahe und sensornahe

Diskussion

Objektpunkte unterschiedlich stark verzerrt. Hinzu kommt, dass bei anatomischen Strukturen wie einem Schädel keine exakte Symmetrie zwischen rechter und linker Schädelhälfte vorherrscht, so dass sich, je nach individueller anatomischer Gegebenheit, die projektionsbedingten Verzerrungseffekte im Bild latent verstärken oder aufheben können, was sich in den großen Unterschieden der Standardabweichungen der verschiedenen Variablen widerspiegelt.

Ohne das exakte Ausmaß der transversalen Asymmetrie des Objekts bestimmt zu haben, lassen sich daher kephalometrische Werte, die auf bilateral extramedianen Messpunkten basieren, nicht präzise beurteilen.

6.2.3. Röntgenbildüberlagerung

Anhand der in Kapitel 5.4 beschriebenen Überlagerungsmethode eines analogen und digitalen Röntgenbildes lassen sich diese Verzerrungseffekte am Beispiel eines mazerierten Schädelpräparates visualisieren. Wie in Abbildung 5.7 dargestellt, überwiegen die Schwarz-Weiß-Werte entlang der Horizontalen bezüglich des Zentralstrahls, was in diesem Bereich auf Gleichheit der Bildinformationen schließen lässt. Hingegen lässt sich eine zunehmende Farbwertverschiebung proportional zum Abstand vom Zentralstrahl erkennen, wobei sich diese mit zunehmendem Vertikalanteil vergrößert. Insbesondere an den Strukturen des Unterkieferrandes und der vorderen Schädelbasis werden die Unterschiede der analogen und digitalen Bildinhalte durch rote und grüne Verläufe deutlich.

Die Röntgenbildüberlagerung veranschaulicht, dass sich die Verzerrung über das gesamte Röntgenbild unterschiedlich stark verteilt und die bisherige Annahme gleicher Bildinhalte analoger und digitaler Röntgenbilder revidiert werden muss. Dies hat zur Folge, dass allen Messverfahren, sei es der kephalometrischen Vermessung oder der Überlagerung von Röntgenbildern, bei analogen und digitalen Röntgenbildern unterschiedliche Bildinformationen zugrunde liegen.

6.3. Vergleich mit Untersuchungen in der Fachliteratur

Gegenwärtig lässt sich der allgemeine Tenor bezüglich der analogen und digitalen Abbildungsverfahren wie folgt zusammenfassen:

Diskussion

Nach PASLER [83] “[...] ist grundsätzlich festzuhalten, dass zwischen der konventionellen Filmaufnahmetechnik und den digitalen Aufnahmeverfahren kein Unterschied besteht, soweit dies die abbildungsgeometrischen Grundlagen zur Herstellung einwandfrei interpretierbarer Röntgenaufnahmen betrifft.“

SONNABEND und BENZ [114] schreiben: „Zur Bildqualität finden sich bislang nur wenige Angaben in der Literatur. Danach entsprechen direkt-digitale Panoramaschichtaufnahmen in Bezug auf Schichtlage und Auflösung weitgehend den Filmaufnahmen, bei Fernröntgenaufnahmen ergibt sich durch die mitlaufende Schlitzblende eine unterschiedliche Bildvergrößerung in den beiden Orientierungen, die sich jedoch mathematisch korrigieren lässt.“ Somit geht man bisher in der Fachliteratur davon aus, dass es sich lediglich um ein Vergrößerungsproblem bei gleichen Bildinhalten handelt.

Zur vorliegenden Problematik finden sich drei relevante Studien mit dem Vergleich analoger und im Scan-Drift-Mode-Verfahren erstellter, digitaler Fernröntgenseitenbilder. Die Untersuchungen von SAGNER et al. [98], KOHLPAINNER [52] und SCHULZE et al. [107] unterstreichen die Annahme einer annähernden Parität beider Abilverfahren hinsichtlich der Bildqualität und Lokalisierungsgenauigkeit von Messpunkten.

Als Grundlage der Studie von SAGNER et al. [98] dienten zehn analoge Fernröntgenseitenbilder und 1 Jahr später im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung angefertigte digitale Kontrollaufnahmen, die kephalometrisch ausgewertet und deren Streufelder der Messwerte verglichen wurden. Damit war allerdings nicht gewährleistet, dass identische Objekte zur Abbildung kamen, da wachstums- oder behandlungsbedingte Änderungen nicht auszuschließen sind.

Um eine echte Vergleichbarkeit zwischen analogen und digitalen Bildern herzustellen, bedarf es identischer Versuchsobjekte. Dies erreichten KOHLPAINNER [52] und SCHULZE et al. [107], indem sie mazerierte Schädelpräparate zum Gegenstand ihrer Untersuchungen machten.

Diskussion

KOHLPAINTNER [52] erhält in 56,4 % der paarweise untersuchten Messwerte einen signifikanten Unterschied zwischen analogen und digitalen Variablen, so dass er zu dem Schluss kommt, dass es bei beiden Bildarten deutliche Unterschiede gebe, was die Ergebnisse vorliegender Arbeit stützt. Da die analogen Streufelder im Vergleich zu den digitalen größer waren, schreibt er dem digitalen Verfahren allerdings eine größere Genauigkeit bei der Auswertung der Bilder gegenüber den analogen zu. Gleichwohl ist aber zu berücksichtigen, dass bei dieser Studie kein direkter Vergleich zwischen analogen und digitalen Bildinhalten erfolgte, sondern lediglich – ausgehend von der Annahme gleicher Bildinhalte – die Genauigkeit der Wiederauffindbarkeit von Landmarken in der jeweiligen Bildart beurteilt wurde.

SCHULZE et al. [107] stellen ebenfalls eine signifikant unterschiedliche Projektionsgeometrie beider Verfahren fest. Beim direkten Vergleich der x- und y-Koordinaten von sechs Referenzpunkten konstatierten sie bei 84 % (fünf von sechs Messpunkten) einen signifikanten Unterschied. Da sich, aufgrund mangelhaften Untersuchungsmaterials, die Referenzpunkte auf den maxillofacialen Bereich beschränkten - sprich der Kieferwinkel nicht mitbewertet wurde -, waren die größten mittleren Abweichungen, neben der Spina nasalis posterior (PNS), beim Orbitale, einem Messpunkt außerhalb der Mediansagittalebene, zu verzeichnen. Während sich die mittleren Abweichungen im Bereich von etwa 1 mm bewegten, betrug bei diesen Werten das Maximum der ermittelten Abweichungen 2,9 mm (Or) und 3,8 mm (PNS) intraindividuell, bzw. 6,7 mm (Or) und 9,3 mm (PNS) interindividuell. Diese Abweichungen stehen ebenfalls im Einklang mit den Ergebnissen vorliegender Studie. Die Autoren schließen nicht aus, dass ursächlich hierfür eine andersartige Projektionsgeometrie sein könnte.

7. Schlussfolgerung

Aufgrund des parallelen Verlaufes von Fokus und Sensor beim Scan-Drift-Mode-Verfahren, wie beim Gerät Orthophos Plus DS Ceph[®] realisiert, ergeben sich projektionsgeometrische Besonderheiten im Vergleich zur Zentralprojektion konventioneller Verfahren. Durch den vertikalen Scanverlauf bei horizontal ausgerichteter Schlitzeblende erfahren die abzubildenden Objektpunkte horizontal eine der Zentralprojektion vergleichbare Vergrößerung. Hingegen ist die vertikale Vergrößerungskomponente mit einem konstanten algorithmischen Entzerrungsfaktor (E_z) durch die Bildverarbeitungssoftware vorgegeben, die der Vergrößerung in der Mediansagittalebene entspricht und infolgedessen nicht vom Fokus-Objekt-Abstand (y-Koordinate) des abzubildenden Objektpunktes abhängig ist. Damit sind die vertikale (z-) und die horizontale (x-) Komponente des Vergrößerungsfaktors nicht mehr grundsätzlich für jeden Fokus-Objekt-Abstand identisch, wie dies bei der Zentralprojektion der Fall ist. Eine Kongruenz beider Vergrößerungskomponenten besteht ausschließlich für Objektpunkte, die in der Mediansagittalebene liegen. In Abhängigkeit der Objektpunktlage bezüglich der Mediansagittalebene sind daher fokusnahe Objektpunkte von sensornahen zu unterscheiden. Die vertikalen Komponenten bezüglich des Zentralstrahls der sensornahen Objektpunkte werden in vertikaler Richtung im Vergleich zur konventionellen Abbildung stärker entzerrt dargestellt, erfahren also relativ mehr Vergrößerung. Entsprechend werden die vertikalen Komponenten der fokusnahen Objektpunkte in vertikaler Richtung in zu geringem Maßstab entzerrt und demzufolge relativ zu klein abgebildet. Da die Verzerrung ausschließlich die vertikale Vergrößerungskomponente betrifft, gestaltet sie sich damit zusätzlich, neben der Abhängigkeit der Objektpunktlage relativ zur Mediansagittalebene, auch abhängig vom Richtungswinkel (φ), also von der Lage des Objektpunktes in der Lateralebene (x,z-Ebene) in Relation zum Zentralstrahl. Je größer der vertikale Anteil relativ zum horizontalen der Objektpunkt-Koordinate ist, desto größer ist auch der Unterschied der Vergrößerungsvektoren und damit die Verzerrung. Objektpunkte, die mit $\varphi = 0^\circ$ beziehungsweise $\varphi = 180^\circ$ keinen vertikalen Koordinatenanteil bezüglich des Zentralstrahls besitzen (z - Koordinate = 0), werden nicht verzerrt dargestellt. Hingegen erfahren Objektpunkte, die mit $\varphi = 90^\circ$ beziehungsweise $\varphi = 270^\circ$ keinen horizontalen Koordinatenanteil bezüglich des Zentralstrahls besitzen (x - Koordinate = 0), die maximale Verzerrung. Sie werden -

Schlussfolgerung

unabhängig von ihrem Fokus-Objekt-Abstand - vertikal mit dem Entzerrungsfaktor E_z vergrößert, so dass in diesem Fall Objektpunkte mit gleicher z-Koordinate, trotz unterschiedlichen Fokus-Detektor-Abstands, als gleicher Punkt abgebildet werden. Diese nichtlineare Verzerrung ist somit von allen drei Raumdimensionen der Objektpunktlage im Strahlengang abhängig, hebt sich aufgrund ihres hyperbolen Charakters im Mittel nicht auf und verteilt sich winkelabhängig mit unterschiedlicher Intensität über das gesamte Fernröntgenseitenbild.

Die Auswirkungen dieser Bildverzerrung auf kephalometrische Variablen, denen anatomische Referenzpunkte außerhalb der Mediansagittalebene zugrunde liegen, sind damit, ohne Bestimmung des exakten Ausmaßes der morphologisch bedingten transversalen Asymmetrie des Schädels, nicht exakt vorhersagbar, da sich die Verzerrungseffekte aufgrund der Nichtlinearität und Abhängigkeit aller Raumdimensionen, je nach anatomischer Gegebenheit, verstärken oder kompensieren können. Hier kann bereits eine unterschiedliche Ausrichtung des Patientenkopfes in der Lateralebene zu unterschiedlichen Messergebnissen führen. Dies führt in der Folge dazu, dass bei der kephalometrischen Vermessung digitaler Fernröntgenseitenbilder Werte, die auf bilateral extramedianen Messpunkten basieren, größeren und - ohne vorheriger Bestimmung transversaler Asymmetrien - nicht vorhersagbaren Schwankungen unterliegen als entsprechende, auf medianen Referenzpunkten fußende, Variablen, so dass lediglich letztgenannte im Vergleich zur Zentralprojektion als hinreichend vertrauenswürdig betrachtet werden dürfen.

Die vorliegende Studie zeigt damit, dass die gegenwärtigen digitalen Abbildesysteme zur Erstellung von Fernröntgenseitenaufnahmen im Scan-Drift-Mode eine zur Zentralprojektion unterschiedliche Projektionsgeometrie besitzen und die Annahme gleicher Bildinhalte analoger und digitaler Röntgenbilder nicht mehr uneingeschränkt aufrechterhalten werden kann. Dies hat im Weiteren zur Folge, dass allen Messverfahren, sei es beispielsweise der kephalometrischen Vermessung oder auch der

Überlagerung von Röntgenbildern grundsätzlich unterschiedliche Bildinformationen zugrunde liegen und dies zukünftig bei deren kritischer Wertung im Rahmen der medizinischen Diagnostik miteinzubeziehen ist.

8. Zusammenfassung

Halbleiterbasierte Abbildesysteme verwenden zur Erstellung von digitalen Fernröntgenaufnahmen ein Scanverfahren, bei dem der Schädel projektionsradiographisch zeilenweise aufgenommen wird. Diese neuartige Aufnahmemodalität lässt im Vergleich zur Zentralprojektion bisheriger konventioneller Verfahren auf eine andersartige Projektionsgeometrie schließen.

Ziel dieser Arbeit war es, zu klären, ob und inwiefern sich die radiographische Projektionsgeometrie des Scan-Drift-Mode-Verfahrens der digitalen Aufnahmetechnik von der Zentralprojektion konventioneller Abbildeverfahren, und, damit verbunden, die Bildinformation analoger und digital erstellter Fernröntgenbilder unterscheidet. Darüber hinaus sollte untersucht werden, wie sich gegebenenfalls Unterschiede analoger und digitaler Bildinhalte im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik auf die kephalometrische Fernröntgenseitenanalyse auswirken können.

Zur Darstellung der Abbildegeometrie wurde ein vektorgeometrisches Modell entwickelt, mit dem die unterschiedliche Projektion jedes beliebigen Objektpunktes im Strahlengang für die verschiedenen Abbildesysteme beschrieben und die Verzerrung der Bildinformation berechnet werden kann. Aufgrund eines parallelen Verlaufes von Sensor und Fokus in vertikaler Richtung, wie beim Orthophos Plus DS Ceph[®], erfahren die abzubildenden Objektpunkte horizontal eine der Zentralprojektion vergleichbare Vergrößerung. Dagegen wird die vertikale Vergrößerungskomponente bei diesem Aufnahmeverfahren mit einem algorithmischen Entzerrungsfaktor durch die Bildverarbeitungssoftware vorgegeben und ist damit vom Fokus-Objekt-Abstand unabhängig. Der verwendete Entzerrungsfaktor entspricht der Vergrößerung in der Mediansagittalebene, was zur Folge hat, dass die vertikalen Komponenten der Objektpunkte, die bezüglich der Mediansagittalebene sensornah liegen, zu stark, fokusnahe hingegen zu gering entzerrt werden. Lediglich in der Mediansagittalebene liegende Objektpunkte werden maßstabsgetreu vergrößert. Diese Verzerrung ist nicht linear und hebt sich aufgrund ihres hyperbolen Charakters im Mittel nicht auf. Sie ist abhängig von allen drei Raumdimensionen der Objektpunktlage im Strahlengang und ist über das gesamte Fernröntgenseitenbild mit unterschiedlicher Intensität verteilt, was sich durch Überlagerung eines analogen und digitalen Röntgenbildes eines identischen Schädels bei standardisierten Versuchsbedingungen veranschaulichen lässt.

Zusammenfassung

Im für Schädellateraltaufnahmen relevanten Messbereich von ± 8 cm bilateral der Mediansagittalebene ergibt sich mit dem mathematischen Modell, abhängig vom Verhältnis der horizontalen und vertikalen Objektpunktkoordinaten zueinander, für fokusnahe Objektpunkte eine bis zu 6,18 % zu geringe, für sensornahe Objektpunkte eine bis zu 5,50 % zu starke Vergrößerung. Durch direkten Vergleich der Vermessung analoger und digitaler Röntgenbilder eines eigens für die Fragestellung konzipierten Prüfkörpers konnte die theoretisch postulierte Verzerrung empirisch bestätigt werden. Um im Weiteren mögliche Auswirkungen der festgestellten Verzerrung auf die Kephalometrie zu eruieren wurden zudem mazerierte Schädelpräparate gleichfalls bei standardisierten Versuchsbedingungen geröntgt und kephalometrisch vermessen. Beim paarweisen Vergleich analoger und digitaler kephalometrischer Ergebnisse weisen Variablen, die auf bilateral extramedianen Messpunkten basieren, mit Abweichungen in der Größenordnung von etwa $\pm 2^\circ$ [-1,96°; 2,65°] einen nahezu viermal so großen Schwankungsbereich auf wie entsprechende, die auf medianen Referenzpunkten beruhen und sich in einem Bereich von circa $\pm 0,5^\circ$ [-0,47°; 0,63°] bewegen, so dass lediglich letztere im Vergleich zur Zentralprojektion als hinreichend vertrauenswürdig betrachtet werden dürfen. Die Untersuchung des Nachfolgegerätes Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] ergab ferner, dass diese Art der Bildverzerrung durch einen nicht parallelen Verlauf von Fokus und Sensor umgangen und eine annähernd der Zentralprojektion entsprechende Bildinformationswiedergabe erreicht wird. Im Rahmen der Messgenauigkeit der Versuchsbedingungen lässt sich allerdings feststellen, dass die Bildausgabe durch die algorithmische Bildverarbeitung eine Abweichung in horizontaler Richtung von 2,66 % und in vertikaler Richtung von 1,74 % im Vergleich zum konventionellen Verfahren erfährt und damit zusätzlich ein Kompressionsfehler von rund 1 % im Vergleich beider Bildkomponenten auftritt.

Die vorliegende Studie zeigt damit, dass die gegenwärtigen digitalen Abbildesysteme zur Erstellung von Fernröntgenseitenaufnahmen im Scan-Drift-Mode eine zur Zentralprojektion unterschiedliche Projektionsgeometrie besitzen und in Folge dessen analoge und digitale Fernröntgenseitenbilder unterschiedliche Bildinhalte aufweisen. Damit liegen allen Fernröntgenbildanalysen, wie beispielsweise der kephalometrischen Vermessung oder der Röntgenbildüberlagerung, unterschiedliche Bildinformationen zu Grunde, was bei ihrer kritischen Wertung im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik zukünftig mit zu berücksichtigen ist.

8.1. Summary

Digital radiographic imaging systems based on charged-coupled-device-(CCD)-receptors use a scan-drift-mode for taking direct digital cephalographs, where the head is being screened line by line with a fan-shaped x-ray beam. This new imaging technique indicates a different projection geometry in comparison with the conventional cone beam projection.

The aim of this study was to investigate the differences between the projection geometry of the digital radiographic system based on the scan-drift-mode and the cone beam projection of conventional imaging instruments. In this context, the study also tried to discover how the image information of direct digital and conventional cephalographs differ and in which way these differences can affect cephalometric measurements in orthodontic diagnosis.

A vectorgeometric model was developed in order to show the projection geometry in both systems. With the help of this model it was possible to describe the projection of any object point in each x-ray field and calculate the distortion between both image contents. Owing to a parallel movement of the CCD-receptor and the fan-shaped x-ray beam in vertical direction, as it is realised in the digital radiographic machine Orthophos Plus DS Ceph[®], the object points are magnified in horizontal direction to an extent comparable to the central projection of the cone beam modality. On the contrary, the vertical magnification component in this digital modality is determined by the digital imaging software with an algorithmic rectification factor and is therefore independent of the focus-object-distance. The constant algorithmic rectification factor corresponds to the magnification in the median-sagittal-plane. As a consequence, vertical components of object points lying sensor-sided relative to the median-sagittal-plane are rectified too much, whereas those lying focus-sided are rectified too little in comparison with the cone beam projection. Only object points in the median-sagittal-plane are magnified true to scale. The mathematically determined distortion is not linear and, owing to its hyperbolic character, does not cancel out. It depends on all three space dimensions of the object point in the x-ray beam and is distributed over the whole cephalograph with different intensity, which can be demonstrated by superimposing a conventional and a digital lateral radiograph of the same skull taken under standardized test conditions. Within the measurement range, relevant for cephalographs, of ± 8 cm bilateral to the median-sagittal-plane the mathematical model shows that focus-sided object points are magnified too little, up to 6.18 %

Zusammenfassung

whereas sensor-sided object points are magnified too much, up to 5.50 %, depending on the relation between vertical and horizontal coordinates. This theoretically postulated distortion could be proved empirically by comparing directly the measurements of conventional and digital cephalographs of a test specimen which was specially devised for the core problem of this study.

Furthermore, to evaluate possible effects of the distortion on the cephalometry human skulls were x-rayed in both imaging systems under standardized test conditions and the differences within the landmark identification on the cephalometric radiographs were compared. The direct comparison of conventional and digital cephalometric values based on bilateral extramedian landmarks shows a deviation of about $\pm 2^\circ$ [- 1.96°; 2.65°] so that the deviation range is nearly four times as wide as in values based on median landmarks whose extent of deviation only lies within $\pm 0.5^\circ$ [-0.47°; 0.63°]. As a result, in direct digital radiographs only median landmarks can be considered sufficiently reliable compared to those in conventional cephalographs.

The further investigation of the successor machine Orthophos XG^{plus} Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) has shown that this kind of image distortion can be avoided by a non-parallel movement of focus and detector so that an image information corresponding approximately to the central projection geometry has been reached. Referring to the accuracy in the test conditions we must realise, however, that the digital image contents show a deviation of 2.66 % in horizontal direction and of 1.74 % in vertical direction compared to the conventional cephalographs. These deviations are caused by the algorithmic image processing. This leads to an additional compression failure of about 1 % comparing both image components.

The results of this study indicate that the digital imaging systems for cephalometric radiographs at present available based on the scan-drift-mode have fundamentally a different projection geometry compared to the central projection. As a result the image contents of conventional and digital cephalographs are basically different. Consequently, all cephalographic analyses, such as cephalometry or superimposition of lateral cephalographs, are based on different image information. In future, this has to be taken into consideration in orthodontic diagnosis where cephalographic analyses have to be interpreted and evaluated critically.

9. Literaturverzeichnis

- 1 *Adams J.W.*: Correction of Error in Cephalometric Roentgenograms, *The Angle Orthodontist*, Vol. 10, (1940), 3-13
- 2 *Ahlqvist J., Eliasson S., Welander U.*: The cephalometric projection, *Principles of image distortion in cephalography*, *Dentomaxillofac. Radiol.* 12: 101-108, 1983
- 3 *Ahlqvist J., Eliasson S., Welander U.*: The effect of projection errors on cephalometric angular measurements, *European Journal of Orthodontics* 10 (1988), 353-361
- 4 *Ahlqvist J., Eliasson S., Welander U.*: The effect of projection errors on cephalometric length measurements, *European Journal of Orthodontics* 8 (1986), 141-148
- 5 *Antonuk L.E., Yorkston J, Huang W., Morton E.J.*: Large area, flat panel a-Si:H arrays for x-ray imaging. *SPIE, Physics of Medical Imaging 1993*; 1896: 18-29
- 6 *Araki K., Endo A., Okano T.*: An objective comparison of four digital intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution, *Dentomaxillofacial Radiology* (2000) 29, 76-80
- 7 *Baldus E.A.*: Die Entwicklung der zahnärztlichen Röntgengeräte von 1896 bis 1981, *Inaugural-Dissertation*, Justus-Liebig-Universität Gießen (1983)
- 8 *Baumrind S., Frantz R.C.*: The reliability of headfilm measurements - 1. Landmark identification, *American Journal of Orthodontics*, Vol.60, No. 2, August 1971
- 9 *Baumrind S., Frantz R.C.*: The reliability of headfilm measurements - 2. Conventional angular and linear measures, *American Journal of Orthodontics*, Vol.60, No. 5, November 1971
- 10 *Benz Chr., Mouyen F.*: RadioVisioGraphie, *Dtsch. Zahnärztl.Z.* 44, 177-179 (1989)

Literaturverzeichnis

- 11 *Bergersen E.O.*: Enlargement and Distortion in Cephalometric Radiography: Compensation Tables for Linear Measurements, *The Angle Orthodontist*, Vol.50,(1980), 230-244
- 12 *Bieneck K.H.P.*: Röntgens Entdeckung, *Fortschr. Röntgenstr.* 162, 3 (1995) 191-193
- 13 *Björk A., Skieller V.*: Facial development and tooth eruption. An implant study at the age of puberty., *Am J Orthod.*, 1972, 62, 339-383
- 14 *Björk A., Skieller V.*: Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years., *Eur J Orthod*, 1983, 5, 1-46
- 15 *Björk A.*: Cranial base development, *Am J Orthod.*, 1955, 41, 198-225
- 16 *Björk A.*: The face in profile, *Svensk Tand-Tidskrift*, 40, No. 5B, 1947
- 17 *Blendl C., Stengl C., Zdunczyk C.*: Vergleichende Untersuchung analoger und digitaler intraoraler Röntgenbild-Empfangssysteme, *Fortschr. Röntgenstr.* 2000; 172: 534-541
- 18 *Born M.*: Die Relativitätstheorie Einsteins, Unveränderter Nachdruck der 5. Auflage 1969, Springer Verlag 1984
- 19 *Borucki L.*: Digitaltechnik, B.G. Teubner Verlag Stuttgart - Leipzig, 2000, S.256
- 20 *Broadbent B.H.*: A new x-ray technique and its application to orthodontia, *The Angle Orthodontist* Vol. 1, p.45-66, 1931
- 21 *Broadbent B.H.*: Bolton Standards and Technique in Orthodontic Practice, *The Angle Orthodontist* 1937, 209-233
- 22 *Bunke J. et al.*: Physikalisch-technische Prinzipien, in: *Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*, Hrsg. Freyschmidt J., Schmidt Th., Springer-

Literaturverzeichnis

Verlag Berlin Heidelberg 2003,S.1-76

- 23 *Cederberg R.A., Frederiksen N.L., Benson B.W., Shulman J.D.*: Influence of the digital image display monitor on observer performance, *Dentomaxillofacial Radiology* (1999) 28, 203-207
- 24 *Dahlberg G.*: Statistical methods for medical and biological students, George Allen & Unwin LTD, London 1940
- 25 *Dannewitz B., Hassfeld S., Eickholz P., Mühling J., Ziegler C.*: Dosisreduktion bei digitalen Panoramaschichtaufnahmen, *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 56 (2001), S.490-494
- 26 *Dausch-Neumann D.*: Kieferorthopädie, In: Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Band 5, Hrsg.: Schwenger N.; Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1987, S. 1-22
- 27 *Degenhard H., Kuhn H., Pfeiler M.*: Dosisersparung und Abbildungsgüte bei Film-Folien-Systemen, *Röntgenpraxis* 28 (1975), 271-278
- 28 *Degenhard H.*: Die historische Entwicklung der Leuchtsubstanzen und deren Anwendung in der Röntgentechnik, *Elektromedica* 51, 4 (1983), 155-159
- 29 *Dössel O.*: Bildgebende Verfahren in der Medizin, Von der Technik zur medizinischen Anwendung, Springer-Verlag 2004, S.31
- 30 *Dove S.B., McDavid W.D.*: Digital panoramic and extraoral imaging, *Dent.Clin.Nor.Amer.* 37,(1993), p.541-551
- 31 *Dugas M., Schmidt K.*: Medizinische Informatik und Bioinformatik, Springer Verlag 2003, S.37
- 32 *Dyck R.H., Abedini Y.S., Kim J.S., Shah K.K.*: Time-Delay and Integration (TDI) Image Sensor (128 x 1024 element) with Small, High Performance Pixels, *Proc.*

Literaturverzeichnis

- SPIE 694 251-255 (Aug. 1986)
- 33 Europäische Patentschrift EP 0632994 B1, X-ray diagnostic device for producing X-rays of body parts of a patient, 1999/01
- 34 *Farman T.T., Farman A.G., Kelly M.S., Firriolo F.J., Yancey J.M., Stewart A.V.:* Charge-coupled device panoramic radiography: effect of beam energy on radiation exposure, *Dentomaxillofacial Radiology* (1998) 27, 36-40
- 35 *Fercher A.F.:* Medizinische Physik, Springer-Verlag Wien, New York 1992, S.402-407
- 36 *Finlay L.M.:* Craniometry and Cephalometry: A history prior to the advent of radiography, *The Angle Orthodontist*, Vol.50, No.4, 1980, 312-321
- 37 *Forsyth D.B., Shaw W.C., Richmond S.:* Digital imaging of cephalometric radiography, part1: advantages and limitations of digital imaging, *Angle Orthod* 1996; 66(1): 37-42
- 38 *Freyschmidt J.:* Zu modernen Film-Folien-Systemen aus seltenen Erden in der klinischen Radiologie., *Röntgenpraxis* 34 (1981), 227-233
- 39 *Gijbels F., Jacobs R. Bogaerts R.et al.:* Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure, *Dentomaxillofacial Radiology* (2005) 34, 145-149
- 40 *Gijbels F., Serhal C.B., Willems G., Bosmans H., Sanderink G., Persoons M., Jacobs R.:* Diagnostic yield of conventional and digital cephalometric images: a human cadaver study, *Dentomaxillofacial Radiology* (2001) 30, 101-105
- 41 *Grosch J., Kimmel K.:* Vom Röntgen- zum Kathodenstrahl, *ZWR*, 104, 656-659 (1995)
- 42 *Hagemann K., Vollmer D., Niegel T., Ehmer U., Reuter I.:* Prospective Study on the reproducibility of cephalometric landmarks on conventional and digital lateral

Literaturverzeichnis

- headfilms, J Orofac Orthop/ Fortschr. Kieferorthop. 2000; 61: 91-9 (Nr.2)
- 43 *Hasund A., Segner D.:* Individualisierte Kephalemetrie, 3. Auflage, Dietmar Segner Verlag und Vertrieb, Hamburg 1998
- 44 *Hasund A., Segner D.:* Individualisierte Kephalemetrie, 3. Auflage, Dietmar Segner Verlag und Vertrieb, Hamburg 1998, S.7
- 45 *Hasund A.:* Klinische Kephalemetrie für die Bergen-Technik, Kieferorthopädische Abteilung des zahnärztlichen Instituts der Universität Bergen, Norwegen, 1972
- 46 *Hecht E.:* Optik, 2. unveränderter Nachdruck, Addison-Wesley (Deutschland) GmbH 1992, S.568
- 47 *Hering E., Bressler K., Gutekunst J.:* Elektronik für Ingenieure, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2001, S.52f
- 48 *Hofrath H.:* Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalie, Fortschr.Kieferorthop. 1931, 233-258
- 49 *Houston W.J.B.:* The analysis of errors in orthodontic measurements, Am. J. Orthod. May 1983, p.382-390
- 50 *Jensen T.W.:* Image perception in dental radiography, Dentomaxillofac Radiol 9, 37 (1980)
- 51 *Kaeppler G.:* Digitale Röntgentechniken im Zahn- und Kieferbereich - eine Übersicht, Dtsch.Zahnärztl. Z. 51 (1996) 194-205
- 52 *Kohlpaintner K.P.:* Vergleich der Wiedergabequalität anatomischer Strukturen bei analogen und digitalen Fernröntgenbildern, Dissertation, München, 2002
- 53 *Komputer AG:* Benutzerhandbuch FR-WIN 6.0

Literaturverzeichnis

- 54 *Künzel A., Benz Chr.:* Flash-Dent, Radio-Visio-Graphie und Visualix: Drei digitale dentale Röntgensysteme im Vergleich, Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 303-307 (1995) 4
- 55 *Künzel A., Benz Chr.:* Intraorale digitale Radiographie, ZWR, 104. Jahrg. 1995, Nr. 7/8
- 56 *Laubenberger Th., Laubenberger J.:* Technik der medizinischen Radiologie, Deutscher Ärzte-Verlag (1999), S.110-111
- 57 *Laubenberger Th., Laubenberger J.:* Technik der medizinischen Radiologie, Deutscher Ärzte-Verlag (1999), S.115
- 58 *Laubenberger Th., Laubenberger J.:* Technik der medizinischen Radiologie, Deutscher Ärzte-Verlag (1999), S.28
- 59 *Lehmann Th., Oberschelp W., Pelikan E., Repges R.:* Bildverarbeitung für die Medizin, Springer-Verlag 2003, S.73
- 60 *Lindner J.:* Die Entwicklung der zahnmedizinischen Röntgentechnik vom Jahre 1913 bis zur Gegenwart, Dissertation, München 1998
- 61 *McDavid W.D., Welander U., Brent Dove S., Tronje G.:* Digital imaging in rotational panoramic radiography, Dentomaxillofacial Radiology, Vol.24, No.2, 1995, 68-75
- 62 *McDavid W.D., Welander U., Tronje G.:* Direct digital extraoral radiography of the head and neck with a solid-state linear x-ray detector, Oral.Surg.Oral.Med.Oral.Pathol. 1992; 74: 811-7
- 63 *Midtgaard J., Björk G., Linder-Aronson S.:* Reproducibility of cephalometric landmarks and error of measurements of cephalometric cranial distances, The Angle Orthodontist, Vol.44, No.1,(1974), 56-62
- 64 *Miller P.A., Savara B.S., Singh I.J.:* Analysis of errors in cephalometric measurement of three-dimensional distances on the maxilla, The Angle Orthodontist,

Literaturverzeichnis

Vol.36,(1966), 169-175

- 65 *Mouyen F., Benz C., Sonnabend E., Lodter I.P.:* Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 68, 238-242 (1989)
- 66 *Müther M.:* Informationen zum Orthophos Plus DS Ceph[®], Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland
- 67 *Nagel H.D.:* Physikalisch-technische Prinzipien, in: *Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz*, Hrsg. Freyschmidt J., Schmidt Th., Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2003,S.1
- 68 *Näslund E.B., Kruger M., Petersson A., Hansoen K.:* Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs, *Dentomaxillofacial Radiology* (1998) 27, 136-139
- 69 *Neitzel U.:* Grundlagen der digitalen Bildgebung, In: Ewen K. (Hrsg.): *Moderne Bildgebung, Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle*, Thieme Verlag, Stuttgart 1998, S. 127-176
- 70 *Neitzel U.:* Grundlagen der digitalen Bildgebung, In: Ewen K. (Hrsg.): *Moderne Bildgebung, Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle*, Thieme Verlag, Stuttgart 1998, S. 30
- 71 *Neitzel U.:* Grundlagen der digitalen Bildgebung, In: Ewen K. (Hrsg.): *Moderne Bildgebung, Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle*, Thieme Verlag, Stuttgart 1998, S. 31-32
- 72 *Neitzel U.:* Grundlagen der digitalen Bildgebung, In: Ewen K. (Hrsg.): *Moderne Bildgebung, Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle*, Thieme Verlag, Stuttgart 1998, S. 33-34
- 73 *Netz H.:* *Formeln der Mathematik*, 6. verbesserte Auflage, Carl Hanser Verlag

Literaturverzeichnis

- München Wien, 1986, S.116
- 74 *Ongkosuwito E.M., Katsaros C., van't Hof M.A., Bodegom J.C. et al.*: The reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of analogue and digital methods, *European Journal of Orthodontics* 24 (2002), 655-665
- 75 *Pacini A.J.*: Roentgen ray anthropometry of skull, *J.Radiol.*, 3:230, 322, 418, 1922
- 76 *Pasler F.A., Visser H.*: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.129
- 77 *Pasler F.A., Visser H.*: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.131
- 78 *Pasler F.A., Visser H.*: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.143
- 79 *Pasler F.A., Visser H.*: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.151
- 80 *Pasler F.A.*: Zahnärztliche Radiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag (2003), S.1
- 81 *Pasler F.A.*: Zahnärztliche Radiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag (2003), S.222
- 82 *Pasler F.A.*: Zahnärztliche Radiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag (2003), S.380
- 83 *Pasler F.A.*: Zahnärztliche Radiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag (2003), S.45
- 84 *Pasler F.A.*: Zahnärztliche Radiologie, 4. Auflage, Georg Thieme Verlag (2003), S.67

Literaturverzeichnis

- 85 *Perera P.S.G.*: Orienting dental casts to cephalometric radiographs, *The Angle Orthodontist*, Vol. 51, No. 3, p.246
- 86 *Richardson A.*: An investigation into the reproducibility of some points, planes, and lines used in cephalometric analysis, *American Journal of Orthodontics*, Vol.52, No.9, September 1966
- 87 *Richardson M. E.*: The Reproducibility of measurements on depressed posteroanterior cephalometric radiographs, *The Angle Orthodontist*, Vol. 37, No. 1, p.48-51, 1967
- 88 *Röntgen W.C.*: Ueber eine neue Art von Strahlen, Vorläufige Mittheilung, Aus den Sitzungsberichten der Würzburger Physik.-medic. Gesellschaft 1895 in: Fölsing A.: Wilhelm Conrad Röntgen - Aufbruch ins Innere der Materie, 1995 Carl Hansa Verlag München Wien, S.323-332
- 89 *Rother U.*: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Urban und Fischer Verlag München - Jena, 2001, S. 11
- 90 *Rother U.*: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Urban und Fischer Verlag München - Jena, 2001, S. 15
- 91 *Rother U.*: Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Urban und Fischer Verlag München - Jena, 2001, S.19-23
- 92 *Ruppenthal T., Fricke B., Sergl H.G., Doll G.*: Vergleichende Untersuchung zur Möglichkeit der Dosisreduzierung von Fernröntgenseitenaufnahmen, *Fortschr. Kieferorthop.* 53 (1992), 40-48 (Nr.1)
- 93 *Ruppenthal Th., Doll G., Sergl H.G., Fricke B.*: Vergleichende Untersuchung zur Genauigkeit der Lokalisierung kephalometrischer Referenzpunkte bei Anwendung digitaler und konventioneller Aufnahmetechnik, *Fortschr. Kieferorthop.* 52 (1991), 289-296 (Nr.5)

Literaturverzeichnis

- 94 *Sachs L.*: Angewandte Statistik, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1992, S.189-192
- 95 *Sachs L.*: Angewandte Statistik, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1992, S.332-333
- 96 *Sachs L.*: Angewandte Statistik, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1992, S.341-344
- 97 *Sachs L.*: Angewandte Statistik, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 1992, S.378-380
- 98 *Sagner T., Storr I., Benz Ch., Rudzki-Janson I.*: Diagnostic image quality in comparison of conventional and digital cephalometric radiographs, *Dentomaxillofac Radiol* 27, 26 (1998)
- 99 *Sakurai T., Matsuki T., Nakamura K., Kashima I., Lee D.L., Cheung L.K., Jeromin L.S.*: The development of a new direct digital extra-oral radiographic system prototype using a thin-film transistor panel, *Dentomaxillofacial Radiography* (1998) 27, 172-177
- 100 *Savara B.S. et al.*, Analysis of errors in cephalometric measurements of the mandible, *Arch. Oral Biol.*, 11:209-217, 1966
- 101 *Scarfe W.C., Norton S., Farman A.G.*: Measurement accuracy: a comparison of two intra-oral digital radiographic systems, *RadioVisioGraphy-S* and *FlashDent*, with analog film, *Dentomaxillofacial Radiology*, Vol. 24, No.4, 1995, 215-220
- 102 *Schmage P., Nergiz I., Pfeiffer P., Platzer U.*: Bildqualität bei drei digitalen Radiographiegeräten, *Dtsch.Zahnärztl. Z.* 51 (1996) 4, 238-241
- 103 *Schmage P., Nergiz I., Pfeiffer P., Platzer U.*: Die Darstellung kariöser Defekte und von Füllungsmaterialien durch drei digitale Radiographie-Geräte, *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 51 (1996) 10, 623-626

Literaturverzeichnis

- 104 *Schmuth G.P.F., Vardimon A.D.*: Kieferorthopädie, 3. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 1994, S.78
- 105 *Schröder G.*: Physik für Mediziner, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1993, S.257
- 106 *Schulze R., Krummenauer F., Schalldach F., d'Hoedt B.*: Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography, *Dentomaxillofacial Radiology* (2000) 29, 52-56
- 107 *Schulze R.K.W., Gloede M.B., Doll G.M.*: Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: A human skull study, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, December 2002, 122: 635-42
- 108 *Schulze-Ganzlin U.*: Informationen zum Orthophos XG[®], Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland
- 109 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial Orthophos C[®]
- 110 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial Orthophos DS Ceph[®]
- 111 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial Orthophos XG[®], 2006
- 112 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial SIDEXIS[®]
- 113 Sirona Dental Systems, Bensheim: Montageanleitung Orthophos Plus DS Ceph[®], 09.2003
- 114 *Sonnabend E., Benz Ch.*: Das Röntgenbild in der zahnärztlichen Praxis, 3. Auflage, Hüthig Verlag, S.15
- 115 *Sonnabend E., Benz Chr.*: Röntgentechnik in der Zahnheilkunde, 3. Auflage, Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore 1997, S.88-89

Literaturverzeichnis

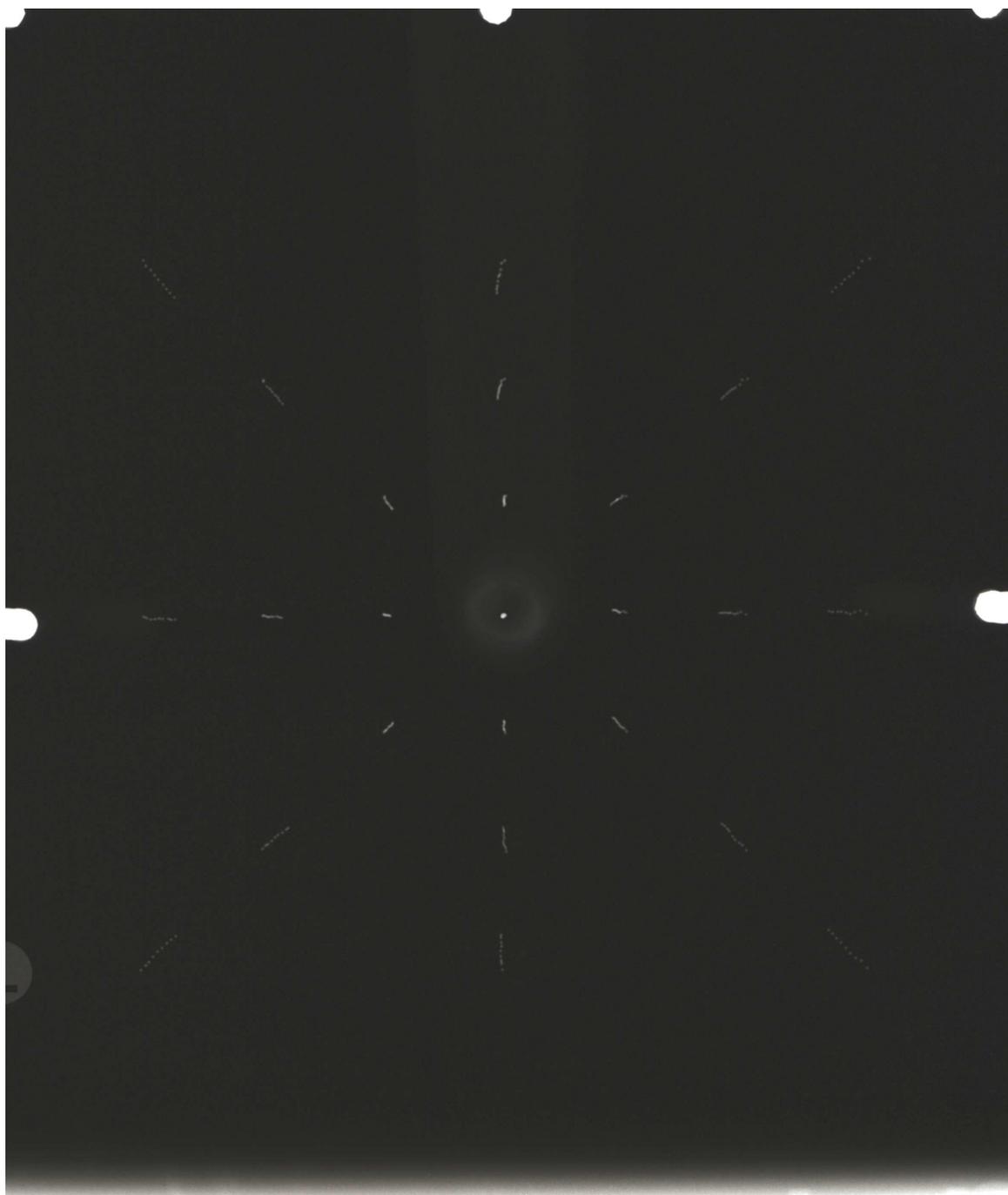
- 116 *Stabrun A.E., Danielsen K.*: Precision in cephalometric landmark identification, European Journal of Orthodontics 4 (1982) 185-196
- 117 *Steinhäuser, E., Janson, I.*: Kieferorthopädische Chirurgie, Band 1. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio 1988, S.79-86
- 118 Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie: Indikation und Häufigkeit von Röntgenaufnahmen im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie, J Orofac Orthop/ Fortschr Kieferorthop 197; 58: 286-7 (Nr.5)
- 119 *Stieve F.-E., Stender H.S. unter Mitwirkung von Blendl C.*: Strahlenschutz: Lehrbuch für medizinisch-technische Radiologieassistenten und zur Unterweisung für Strahlenschutzbeauftragte, H. Hoffmann Verlag Berlin 2003, S. 3-5
- 120 *Stieve F.-E., Stender H.S. unter Mitwirkung von Blendl C.*: Strahlenschutz: Lehrbuch für medizinisch-technische Radiologieassistenten und zur Unterweisung für Strahlenschutzbeauftragte, H. Hoffmann Verlag Berlin 2003, S.20
- 121 *Storr I., Sagner T., Benz C., Rudzki-Janson I.*: Dose reduction in direct-digital cephalometric radiography, Dentomaxillofacial Radiology, Vol.27, Supplement 1, June 1998, 109
- 122 *Thuselt F.*: Physik der Halbleiterbauelemente, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005, S.287
- 123 *van der Linden F.*: A study of roentgenocephalometric bony landmarks, American Journal of Orthodontics, February 1971, 111-125
- 124 *Wang J., Langer S.*: A brief review of human perception factors in digital displays for picture archiving and communications systems, Digital Imag 1997; 10: 158-168
- 125 *Yaffe M.J., Rowlands J.A.*: X-ray detectors for digital radiography, Phys. Med. Biol. 42 (1997) 1-39

10. Abbildungsverzeichnis

- A1 Bunke J. et al.: Physikalisch-technische Prinzipien, in: Strahlenphysik, Strahlenbiologie, Strahlenschutz, Hrsg. Freyschmidt J., Schmidt Th., Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2003, S.76
- A2 Dössel O.: Bildgebende Verfahren in der Medizin, Von der Technik zur medizinischen Anwendung, Springer-Verlag 2004, S.30
- A3 Maple™ 10, Maplesoft Waterloo Maple Inc. 2005
- A4 Neitzel U.: Grundlagen der digitalen Bildgebung, In: Ewen K. (Hrsg.): Moderne Bildgebung, Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und -kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle, Thieme Verlag, Stuttgart 1998, S. 127-176
- A5 Pasler F.A., Visser H.: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.136
- A6 Pasler F.A., Visser H.: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren, Georg Thieme Verlag 2000, S.151
- A7 Seibt W.: Physik für Mediziner, 2. korrigierte Auflage, VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1992, S. 351
- A8 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial Orthophos DS Ceph®
- A9 Sirona Dental Systems, Bensheim: Informationsmaterial Orthophos XG®, 2006
- A10 Yaffe M.J., Rowlands J.A.: X-ray detectors for digital radiography, Phys. Med. Biol. 42 (1997), S.19

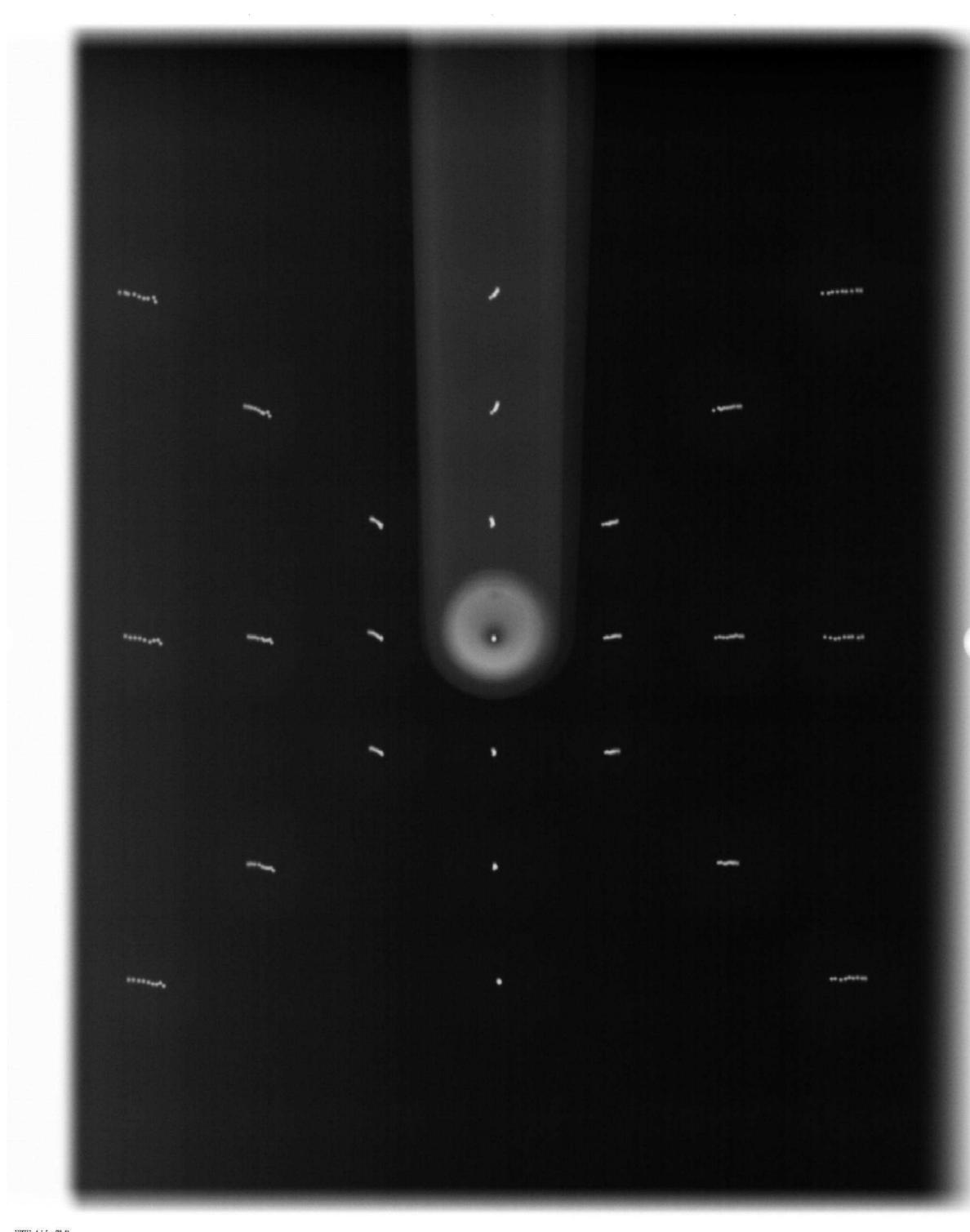
11. Anhang

Abbildung 11.1: Fernröntgenseitenbild des geometrischen Prüfkörpers erstellt mit Orthophos C[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)



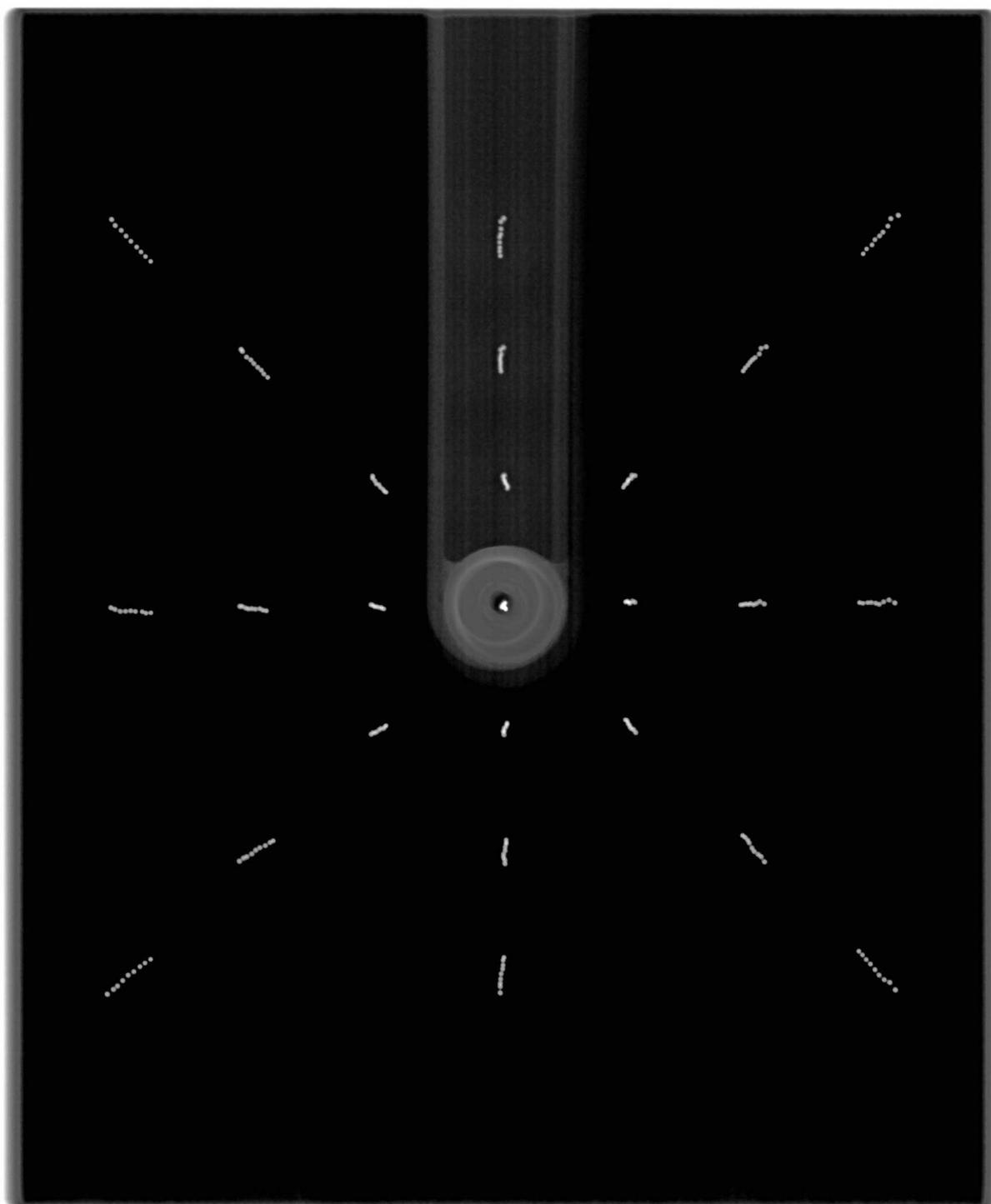
Anhang

Abbildung 11.2: Fernröntgenseitenbild des geometrischen Prüfkörpers erstellt mit Orthophos Plus DS Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)



Anhang

Abbildung 11.3: Fernröntgenseitenbild des geometrischen Prüfkörpers erstellt mit Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)



3102212 1/40 F...

Anhang

Abbildung 11.4: Absolute Differenzen der x-Komponente zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

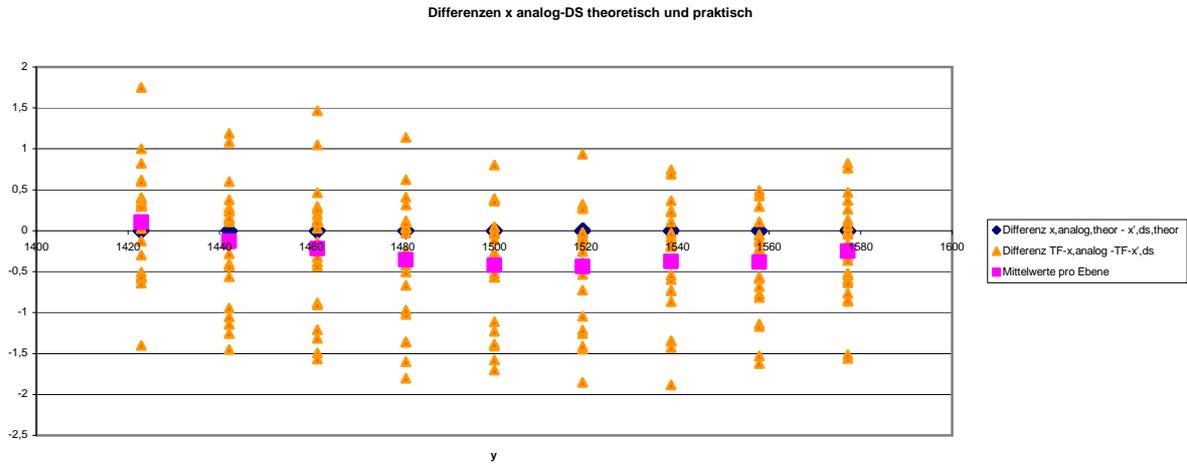
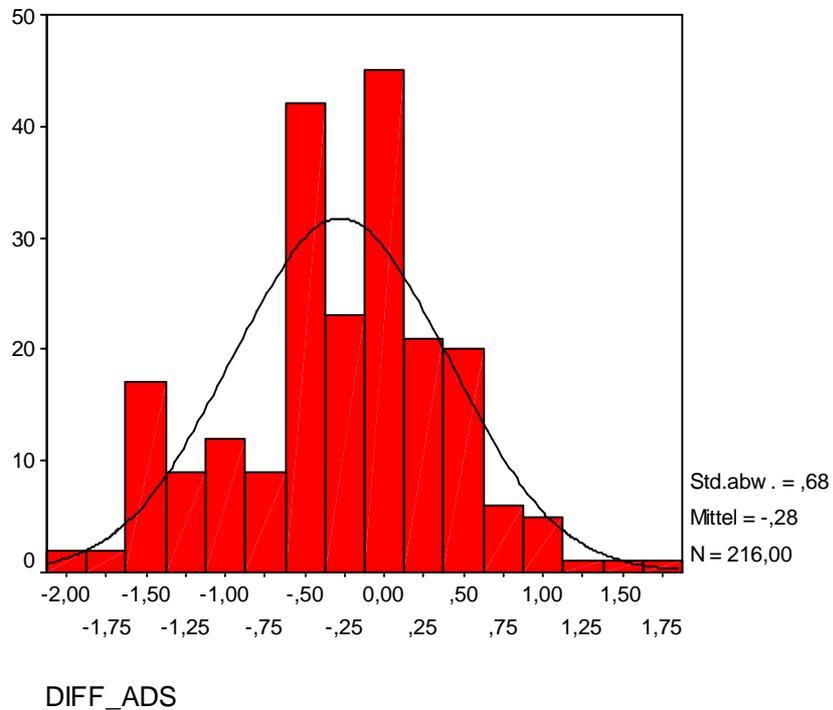


Abbildung 11.5: Histogramm der absoluten Differenzen der x-Komponente zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.6: Relative Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

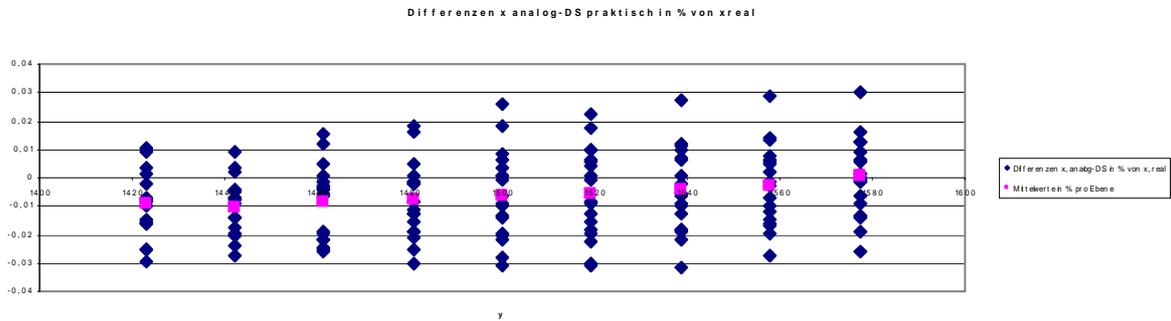
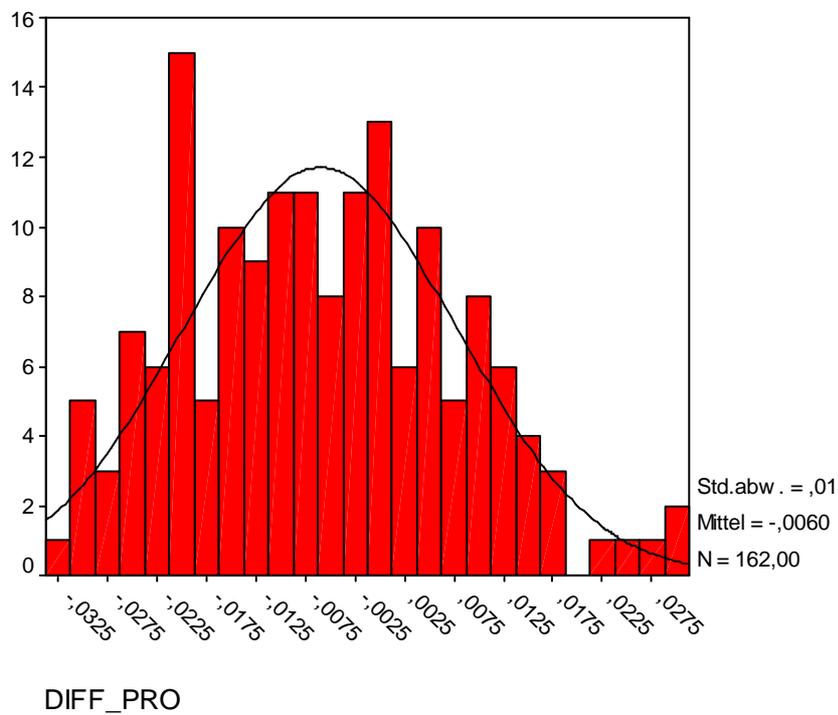


Abbildung 11.7: Histogramm der relativen Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.8: Absolute Differenzen der z-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos Plus DS Ceph[®]

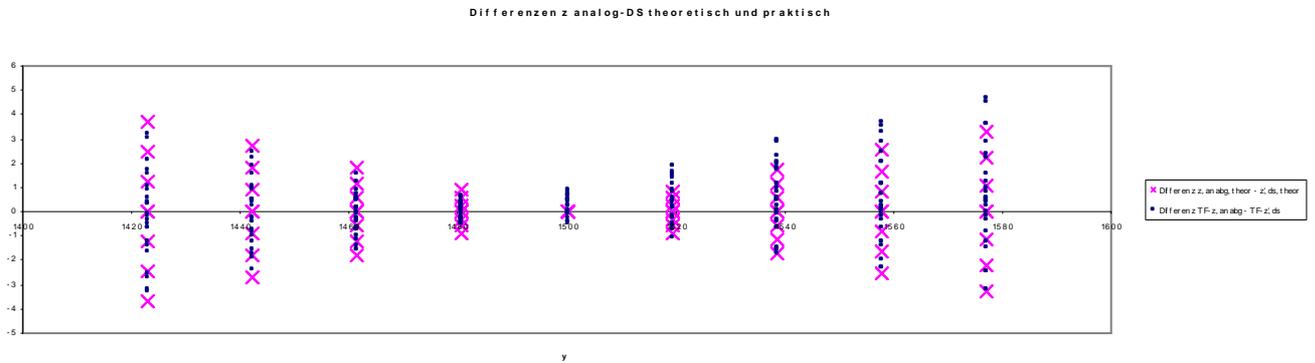
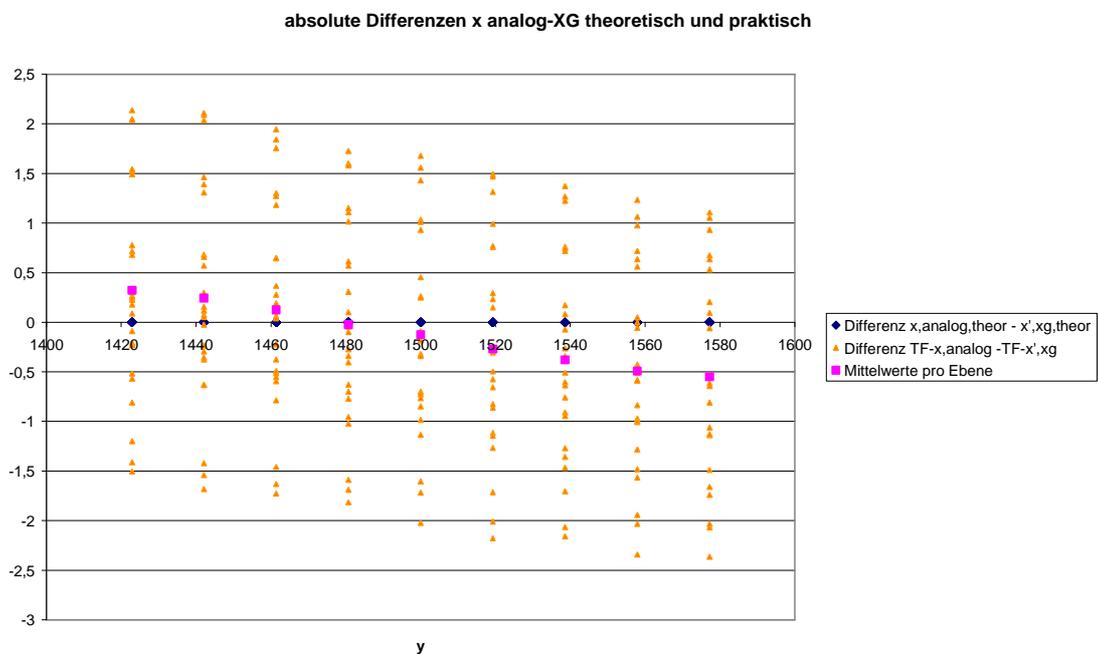


Abbildung 11.9: Absolute Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.10: Histogramm der absoluten Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

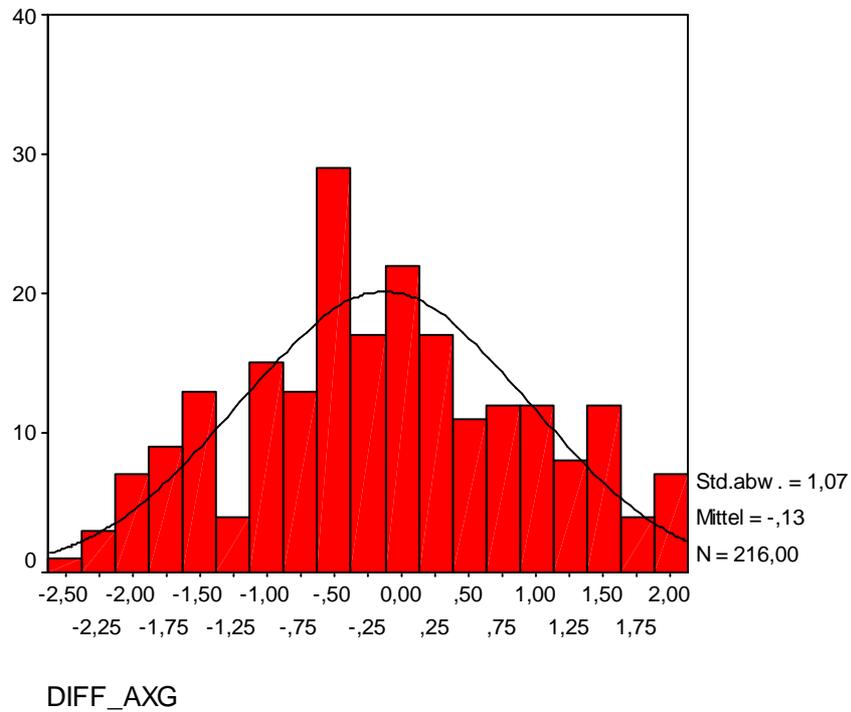
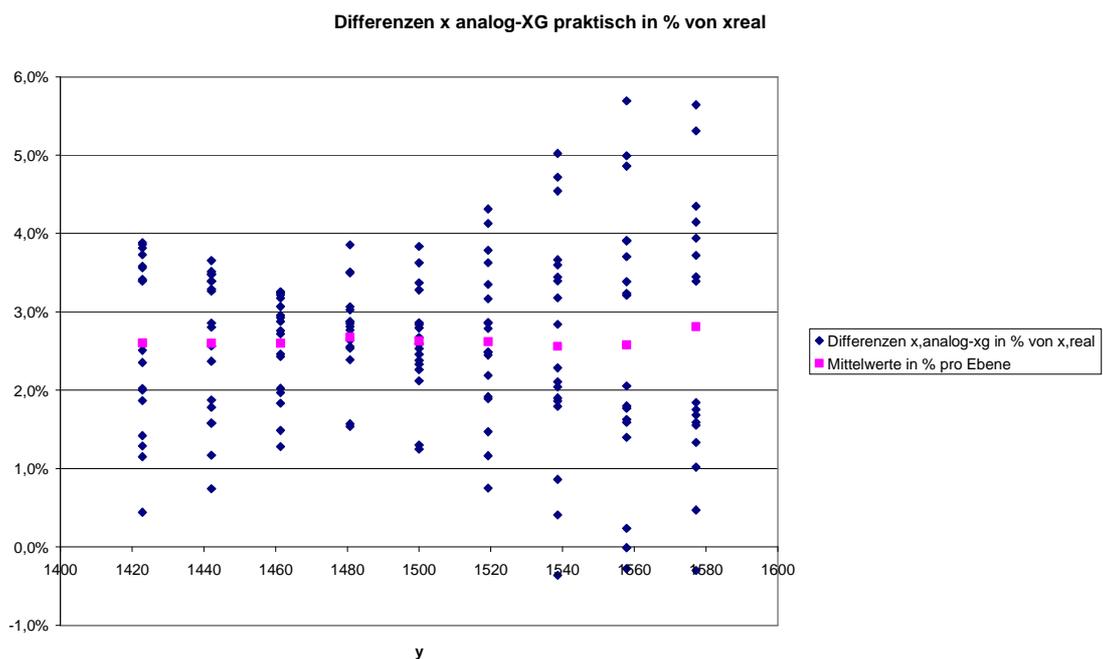


Abbildung 11.11: Relative Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.12: Histogramm der relativen Differenzen der x-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

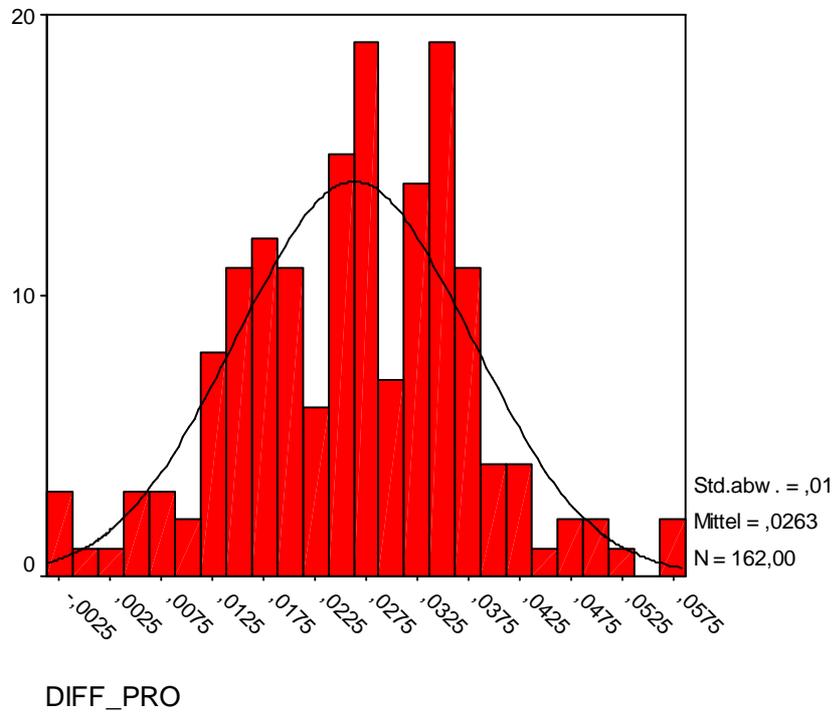
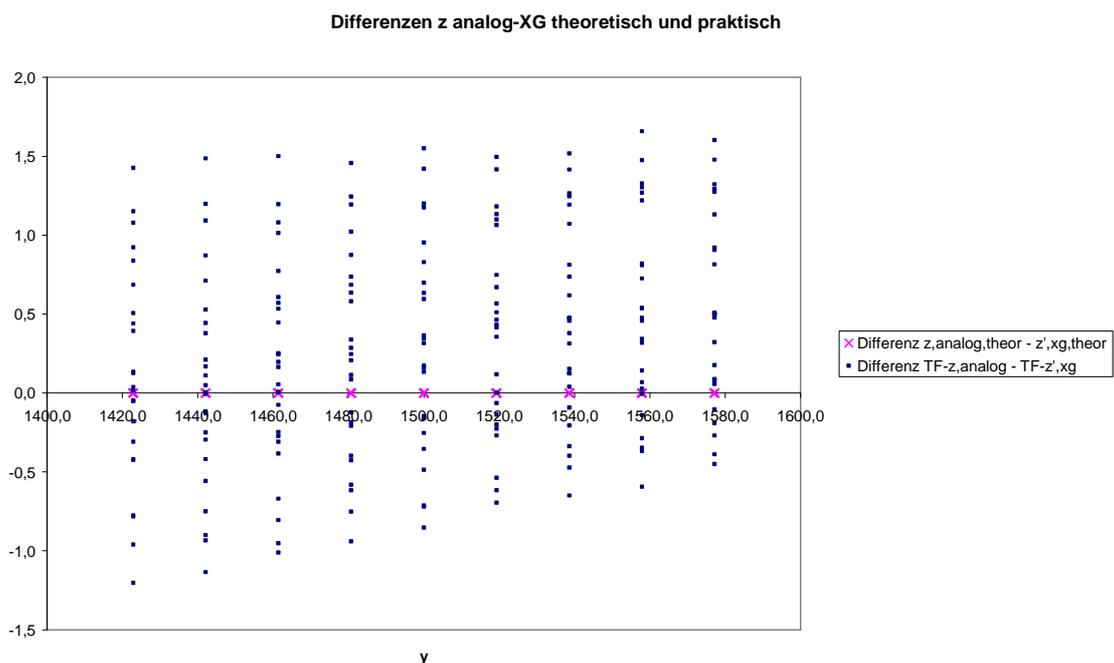


Abbildung 11.13: Absolute Differenzen der z-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.14: Histogramm der absoluten Differenzen der z-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

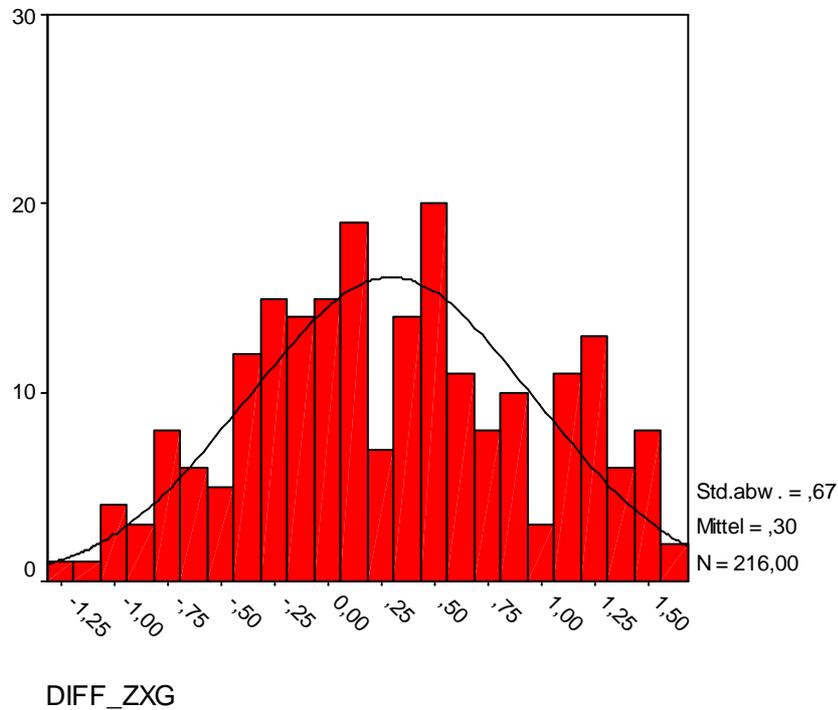
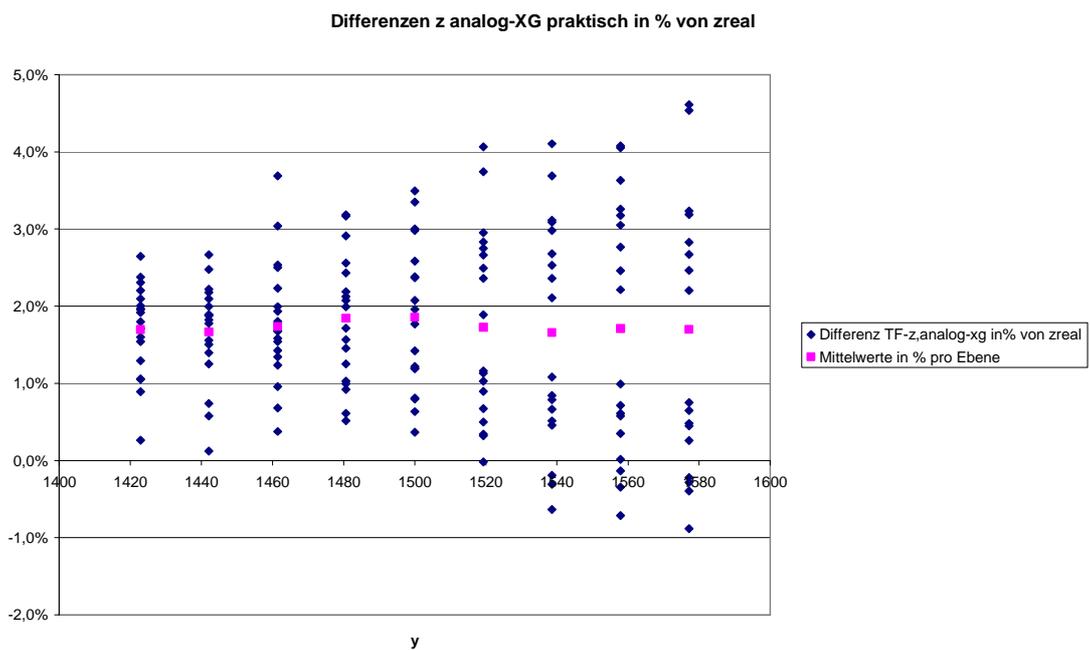


Abbildung 11.15: Relative Differenzen der z-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]



Anhang

Abbildung 11.16: Histogramm der relativen Differenzen der z-Komponenten zwischen Orthophos C[®] und Orthophos XG^{Plus} Ceph[®]

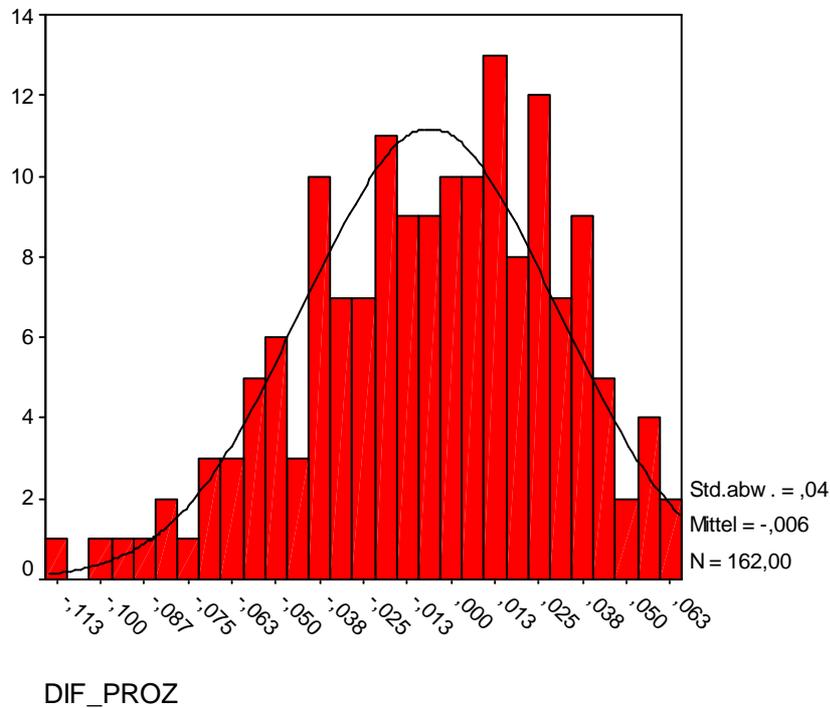


Tabelle 11.17: Kephalometrie der Schädelpräparate

Schädel	VARIABLE	Messung 1	Messung 2	Messung 3	Messung 4	Messung 5	Mittelwerte
KZ 7 analog	Ar-tgo-Gn	118,1	117,2	117,8	118,4	118,6	118,2
KZ 7 analog	ML-NSL	24,0	22,8	24,4	23,3	24,5	24,0
KZ 7 analog	NL-NSL	4,2	5,2	4,1	4,1	4,5	4,4
KZ 7 analog	SNA	81,1	81,7	81,2	81,7	81,0	81,2
KZ 7 analog	SNB	78,1	77,8	77,2	77,5	77,8	77,7
KZ 7 ds	Ar-tgo-Gn	114,1	114,6	113,2	113,1	112,7	113,3
KZ 7 ds	ML-NSL	19,5	18,8	20,1	21,1	20,9	20,3
KZ 7 ds	NL-NSL	5,3	4,2	5,1	5,8	5,2	5,1
KZ 7 ds	SNA	81,3	81,6	81,7	80,6	81,2	81,3
KZ 7 ds	SNB	77,4	78,1	77,9	77,0	77,6	77,6
						0,0	
KZ7 xg	Ar-tgo-Gn	111,4	111,6	110,8	111,2	112,0	111,6
KZ7 xg	ML-NSL	28,6	27,4	28,1	27,1	25,7	26,9
KZ7 xg	NL-NSL	5,5	3,9	4,7	5	5,1	4,9
KZ7 xg	SNA	80,6	82,1	81,8	81,7	81,6	81,6
KZ7 xg	SNB	77,4	78,5	78,2	77,8	77,6	77,8
KZ 82-55 analog	Ar-tgo-Gn	113,8	114,6	114,8	113,1	111,7	113,1
KZ 82-55 analog	ML-NSL	24,7	25,8	26,0	24,2	23,4	24,4

Anhang

KZ 82-55 analog	NL-NSL	10,3	11,1	10,2	10,1	7,7	9,3
KZ 82-55 analog	SNA	79,4	79,5	78,7	79,7	78,8	79,1
KZ 82-55 analog	SNB	80,5	79,2	80,0	81,2	80,3	80,2
KZ 82-55 ds	Ar-tgo-Gn	112,7	112,3	112,1	112,3	111,7	112,1
KZ 82-55 ds	ML-NSL	21,7	23,5	24,7	22,4	23,2	23,1
KZ 82-55 ds	NL-NSL	7,8	8,0	7,3	6,8	6,6	7,1
KZ 82-55 ds	SNA	79,0	79,3	79,7	79,4	79,4	79,4
KZ 82-55 ds	SNB	79,6	79,8	79,5	79,9	79,9	79,8
KZ 82-55 xg	Ar-tgo-Gn	114,1	113,6	112,9	111,8	112,1	112,7
KZ 82-55 xg	ML-NSL	23	22,6	22	23,1	23,4	23,0
KZ 82-55 xg	NL-NSL	6,6	6,3	6,2	6,7	6,9	6,6
KZ 82-55 xg	SNA	79	79,8	79,8	79	79,1	79,3
KZ 82-55 xg	SNB	80,3	80,4	80,5	79,7	79,9	80,1
KZ 81-54 analog	Ar-tgo-Gn	118,8	120,6	119,5	119,7	119,4	119,5
KZ 81-54 analog	ML-NSL	28,1	28,3	29,6	29,1	29,8	29,2
KZ 81-54 analog	NL-NSL	9,0	8,6	9,7	8,4	9,8	9,3
KZ 81-54 analog	SNA	85,0	84,2	83,0	83,2	83,2	83,6
KZ 81-54 analog	SNB	78,2	78,4	77,3	77,6	77,7	77,8
KZ 81-54 ds	Ar-tgo-Gn	113,0	112,6	113,1	112,9	112,9	112,9
KZ 81-54 ds	ML-NSL	27,1	27,9	28,9	28,3	29,5	28,7
KZ 81-54 ds	NL-NSL	10,7	9,7	10,1	9,9	10,3	10,2
KZ 81-54 ds	SNA	83,4	83,3	84,1	84,6	83,7	83,8
KZ 81-54 ds	SNB	77,5	77,8	77,9	78,2	77,8	77,8
KZ 81-54 xg	Ar-tgo-Gn	116,2	117	117,7	117,7	115,7	116,5
KZ 81-54 xg	ML-NSL	33,4	33	33,5	32,4	31,1	32,2
KZ 81-54 xg	NL-NSL	10,4	9,9	11,2	9,7	10,0	10,2
KZ 81-54 xg	SNA	82,7	83,3	82,6	82,7	83,0	82,9
KZ 81-54 xg	SNB	77,7	78,1	77,3	78,1	77,9	77,9
KZ 82-117 analog	Ar-tgo-Gn	114,3	115,8	115,1	113,5	115,3	114,9
KZ 82-117 analog	ML-NSL	24,7	26,0	26,7	26,3	26,0	26,0
KZ 82-117 analog	NL-NSL	11,1	10,8	11,3	11,1	10,1	10,7
KZ 82-117 analog	SNA	83,8	82,0	84,2	84,9	83,7	83,7
KZ 82-117 analog	SNB	82,9	82,4	82,4	83,3	83,1	82,9
KZ 82-117 ds	Ar-tgo-Gn	113,7	112,8	114,2	114,3	113,7	113,7
KZ 82-117 ds	ML-NSL	24,1	23,6	25,3	24,1	24,8	24,5
KZ 82-117 ds	NL-NSL	10,7	10,0	10,0	8,8	9,3	9,6
KZ 82-117 ds	SNA	84,6	85,2	85,6	85,7	85,6	85,4
KZ 82-117 ds	SNB	82,1	82,5	82,9	83,5	83,2	82,9
KZ 82-117 xg	Ar-tgo-Gn	115,2	114,9	114,6	114,4	114,7	114,7
KZ 82-117 xg	ML-NSL	28,6	28	28	27,3	26,7	27,4
KZ 82-117 xg	NL-NSL	9,7	8	10,1	8,3	8,8	8,9

Anhang

KZ 82-117 xg	SNA	85,4	86,1	85,5	86,3	85,4	85,7
KZ 82-117 xg	SNB	83,2	84	83,3	84,1	83,5	83,6
KZ 8-97 analog	Ar-tgo-Gn	120,4	121,8	121,5	119,3	120,8	120,8
KZ 8-97 analog	ML-NSL	34,3	36,4	36,2	33,9	36,1	35,6
KZ 8-97 analog	NL-NSL	10,0	9,5	11,2	11,2	10,4	10,4
KZ 8-97 analog	SNA	79,2	79	78,1	77,9	78,9	78,7
KZ 8-97 analog	SNB	73,5	73,5	72,9	72,7	73,4	73,3
KZ 8-97 ds	Ar-tgo-Gn	121,2	120,1	121,8	120,9	121,5	121,2
KZ 8-97 ds	ML-NSL	35,9	34,9	34,1	34,0	36,0	35,3
KZ 8-97 ds	NL-NSL	10,2	10,1	10,1	10,2	10,2	10,2
KZ 8-97 ds	SNA	79,0	78,6	78,6	79,0	78,9	78,8
KZ 8-97 ds	SNB	73,2	72,4	72,9	72,7	73,2	73,0
KZ 8-97 xg	Ar-tgo-Gn	120,6	119,8	121	120,7	118,9	119,8
KZ 8-97 xg	ML-NSL	39,8	41,5	40,1	40,4	38,1	39,5
KZ 8-97 xg	NL-NSL	10,7	10,1	10,5	10,1	10,4	10,4
KZ 8-97 xg	SNA	78,6	79,2	78,3	79,3	78,9	78,9
KZ 8-97 xg	SNB	71,9	72,4	71,8	72,5	72,2	72,2

Danksagung

12. Danksagungen

Mein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson für die freundliche Bereitstellung dieses Themas, sowie die Möglichkeit, die Einrichtungen der Poliklinik für Kieferorthopädie ohne Einschränkungen zu nutzen.

In gleicher Weise möchte ich mich bei Herrn Dr. Thomas Sagner für seine immer vorhandene Hilfsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung bedanken, sowie für die Möglichkeit der Nutzung des Röntgengerätes Orthophos DS Ceph[®] in seiner kieferorthopädischen Praxis in Fürstenfeldbruck.

Ebenso möchte ich Herrn Dr. Martin Seefeld für die Nutzung des Röntgengerätes Orthophos XG^{Plus} Ceph[®] in seiner kieferorthopädischen Praxis in Baldham danken.

Mein weiterer Dank gilt Frau Prof. Dr. Gisela Grupe, der Direktorin der Anthropologischen Anstalt zu München, für die Überlassung der kostbaren Schädelpräparate aus ihrer umfangreichen Sammlung.

Ferner danke ich den Mitarbeitern der Firma Sirona Dental Systems GmbH (Bensheim, Deutschland), insbesondere Herrn Manfred Müther und Herrn Ulrich Schulze-Ganzlin, die mir wertvolle Informationen zu den Fernröntgengeräten ihres Hauses zukommen ließen.

Überdies danke ich von Herzen meiner Freundin Julia und ihrer Mutter sowie Adrian, Cem, Daniel und Florian für ihre Unterstützung und die anregenden, immer beflügelnden Diskussionen, die diese Arbeit erst in dieser Form ermöglicht haben.

Abschließend möchte ich meinen Eltern danken, für all die Kraft und Liebe, die sie mir mit auf den Weg gegeben haben.

13. Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Ševkušić
Vorname: Zoran
Geburtsdatum: 31. März 1973
Geburtsort: München
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig
Eltern: Mara und Slobodan Ševkušić

Schulbildung:

1979/ 1982 Grundschule Stockdorf / Bayern
1982/ 1992 Otto – von – Taube Gymnasium Gauting / Bayern
1992 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulbildung:

1992/ 1994 Studium der Physik an der Technischen Universität München
1994/ 1997 Studium der Humanmedizin und Biologie an der Ludwig-
Maximilians-Universität München
1997/ 2004 Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität
München
05-2004 Zahnärztliche Prüfung
07-2005 Approbation als Zahnarzt (Regierung von Oberbayern)

Zahnärztliche Tätigkeit:

10-2005/ 09-2006 Vorbereitungsassistent in der zahnärztlichen Praxis von Herrn
Dr. med. dent. Martin Stumpfenhausen in Pöcking / Bayern

Kieferorthopädische Tätigkeit:

seit 10-2006 Weiterbildungsassistent in der kieferorthopädischen Praxis von
Frau Dr. med. dent. Nadja Grättinger in Starnberg / Bayern
04-2007 Aufnahme ins Curriculum Kieferorthopädie in Bayern