

**Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf**

**Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher**

**DIE MOTORISCHE UNRUHE WÄHREND  
DIGITALER FERNRÖNTGENSEITENBILD–AUFNAHMEN**

**Dissertation**

**zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin**

**Der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität**

**Düsseldorf**

**vorgelegt von**

**SAMATHA RAVIPATI**

**2007**

**Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf**

**gez.: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Wolfgang H. M. Raab**

**Dekan**

**Referent: Prof. Dr. Dieter Drescher**

**Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Becker**

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>4</b>
1.1 Begriff:.....	4
1.2 Fernröntgenseitenaufnahme (FRS).....	4
<b>2. Literaturübersicht .....</b>	<b>7</b>
2.1 Was ist eine Fernröntgenseitenaufnahme?.....	7
2.2 Geschichte der Röntgenkephalometrie .....	8
2.3 Historische Entwicklung der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme .....	9
2.4 Grenzen der Röntgenkephalometrie .....	10
2.4.1. Entstehung von Doppelkonturen .....	10
2.4.2. Geometrische Unschärfe .....	12
2.4.3. Verzerrungseffekt (Distorsion).....	13
2.5 Einstellung des Patienten .....	16
2.6 Filmkassetten Format.....	17
2.6.1. Empfindlichkeit des Filmmaterials .....	18
2.6.2. Weichgewebedarstellung.....	19
2.7 Metrische Analyse des Fernröntgen–Seitenbildes .....	19
2.7.1. Verwendete Kephalomtrische Referenzpunkte .....	19
2.7.2. Messpunktarten .....	20
2.7.3. Referenzlinien .....	20
2.8 Methoden der Bildgebung .....	21
2.8.1. Konventionelle Radiographie.....	21
2.8.2. Digitale Radiographie .....	21
2.9 Digitale Radiographie .....	21
2.9.1. Was ist digitale Radiographie? .....	21
2.9.2. Entwicklung.....	21
2.9.3. Das digitale Röntgenbild.....	22
2.9.4. Digitalsysteme mit Halbleitersensoren (Direkte Akquisition).....	22
2.9.5. Digitale Lumineszenzradiographie (Indirekte Akquisition).....	23
2.9.6. Nachträgliche Digitalisierung .....	25
2.10 Vergleich digitaler Röntgensysteme gegenüber konventionellen Röntgensystemen. ....	25
2.11 Messverfahren zur Aufzeichnung der Kopfbewegungen .....	29
<b>3. Fragestellung .....</b>	<b>33</b>
<b>4. Material und Methode .....</b>	<b>34</b>
4.1 Messapparatur .....	34
4.1.1. Positionsempfindlicher Detektor (Position Sensitive Device).....	34
4.1.2. Laserdioden-Modul.....	37
4.1.3. Laserkrone.....	38
4.2 Durchführung der Messungen .....	40
4.3 Verarbeitung der Messdaten .....	42
4.4 Auswertung der gemessenen Daten .....	44
4.5 Statistische Analyse .....	45
4.6 Kolmogorov–Smirnov–Test .....	46
4.7 Student’s T-Test.....	47
<b>5. Ergebnisse .....</b>	<b>48</b>
5.1 Ergebnisse des KS-Tests.....	48
5.2 Ergebnisse des T-tests.....	48

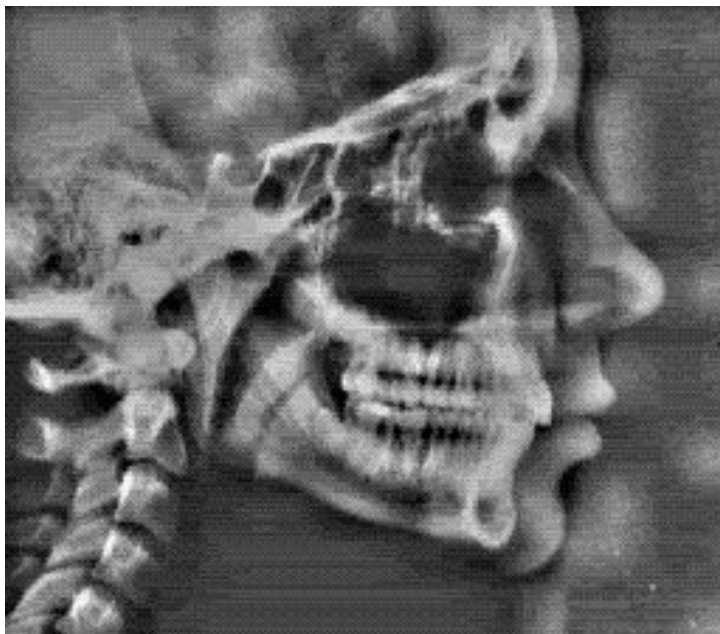
5.3	Boxplots .....	50
5.3.1.	Vergleich zwischen SITMK und STEMK .....	50
5.3.2.	Vergleich zwischen SITOK und STEOK .....	51
5.3.3.	Vergleich zwischen STEMK und STEOK .....	52
5.3.4.	Vergleich zwischen SITMK und STEOK .....	53
5.3.5.	Vergleich zwischen SITOK und STEMK .....	54
5.3.6.	Vergleich zwischen SITMK und SITOK .....	55
<b>6.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>56</b>
6.1	Fehlerquellen des Messverfahrens .....	57
6.2	Schlussfolgerungen .....	58
6.3	Ausblick .....	58
<b>7.</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>60</b>
<b>8.</b>	<b>Literatur .....</b>	<b>62</b>
<b>9.</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>69</b>
9.1	Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest zur Überprüfung der Normalverteilung .....	69
9.2	T-Test (45 Probanden) .....	71
9.3	Übersicht der berechneten Standardabweichung bei 45 Probanden .....	72
<b>10.</b>	<b>Abkürzungen. ....</b>	<b>73</b>
<b>11.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>74</b>
<b>12.</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>75</b>
<b>13.</b>	<b>Abstract .....</b>	<b>76</b>

# 1. Einleitung

## 1.1 Begriff:

Unter dem Begriff *Kephalometrie* versteht man das Vermessen der äußeren und inneren Strukturen des Kopfes.

## 1.2 Fernröntgenseitenaufnahme (FRS)

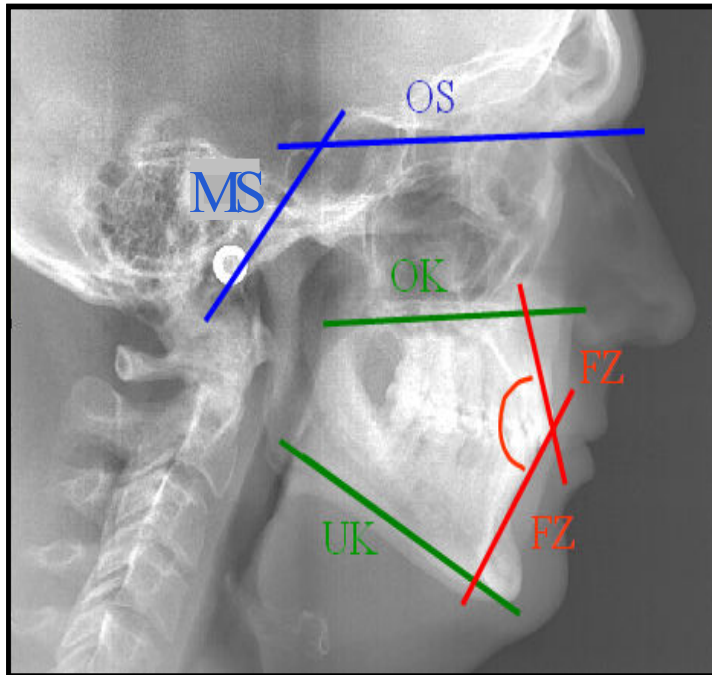


**Abbildung 1 : Norma lateralis**

Das Fern-Röntgen-Seitenbild ist eine seitliche Aufnahme des Kopfes. Diese Aufnahme ist eine der wichtigsten und am häufigsten angewandten Hilfsmittel in der kieferorthopädischen Diagnostik. Man benötigt bei der Planung und Überwachung der kieferorthopädischen Behandlung neben Zahnmodellen, Gesichtsfotos und einem Orthopantomogram (OPG) eine Fernröntgenseitenaufnahme, die wertvolle und unabdingbar notwendige Hinweise über

- die Struktur des Gesichtsschädels,
- die Achsenstellung der Schneidezähne im Ober- und Unterkiefer,

die Richtung und das Ausmaß des Wachstums der einzelnen Bestandteile des Gesichtsschädels,  
 die Relation zwischen knöchernen und Weichgewebestrukturen,  
 Darstellung der Atemwege ( Obstruktionen oder nicht?) und  
 ein eventuelles VTO (visualized treatment Objective) geben.



OK = Oberkieferbasis  
 UK = Unterkieferbasis  
 OS = Vordereschädelbasis  
 MS = Mittlere Schädelbasis  
 FZ = Frontzahnneigung und  
 Inzisalwinkel

**Abbildung 2 : Fernröntgenseitenaufnahme**

Die vom FRS erhaltene Information kann der Behandler effizient nutzen. Diese Übersicht basiert jedoch auf 2-dimensionalen (2D) Ansichten, die verwendet werden, um 3-dimensionale (3D) Gegenstände zu analysieren. Dies stellt einen Nachteil dar. Weitere Nachteile sind die Strahlenbelastung, die Größe der Ausrüstung und die geometrische Verzerrung [40]. FRS-Bilder sind wegen der Strahlendivergenz vergrößert und verzerrt. Diese Probleme kann man mit Hilfe der Computertomographie überwinden, die aber mit einer höheren Strahlenbelastung verbunden ist. Neben dem konventionellen Röntgenfilm gibt es seit Jahren auch eine andere Methode, die Röntgenbilder darzustellen und zu speichern: die digitale Radiographie. Trotz der unveränderten Aufnahmetechnik im Vergleich zur konventionellen Technik ist bei der digitalen Aufnahme die Verarbeitung durch die

sofortige Verfügbarkeit der Aufnahme vereinfacht oder zumindest verkürzt [43]. Gegenüber der konventionellen Technik bietet die direkt digitale Radiographie einige grundsätzliche Vorteile. Direkte digitale Röntgenbilder sind unmittelbar nach der Aufnahme verfügbar. Wegen der größeren Empfindlichkeit und des großen Dynamikbereichs der digitalen Bildempfangssysteme kann eine Strahlendosisreduktion erreicht werden [44]. Bei den meisten direkten digitalen Fernröntgenaufnahme werden Zeilen-Sensoren verwendet. Der Kopf des Patienten wird von oben nach unten oder von rechts nach links mit Röntgenstrahlen und Sensor gescannt und dadurch das Bild über einen Zeitraum von ca. 15 Sekunden aufgenommen. Diese verlängerte Aufnahmedauer führt im Vergleich zur konventionellen Technik (Belichtungszeit 0,5 sec.) zu einer Zunahme von Verwacklungsartefakten aufgrund der motorischen Unruhe des Patienten.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, die motorische Unruhe des Kopfes in allen Ebenen des Raumes während einer digitalen Fernröntgenaufnahme aufzuzeichnen. Dabei sollte untersucht werden, ob die Fixierung des Kopfes in einem Kephalostaten vorteilhaft ist und ob eine geringere motorische Unruhe bei sitzenden statt stehenden Patienten zu erzielen ist.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1 Was ist eine Fernröntgenseitenaufnahme?

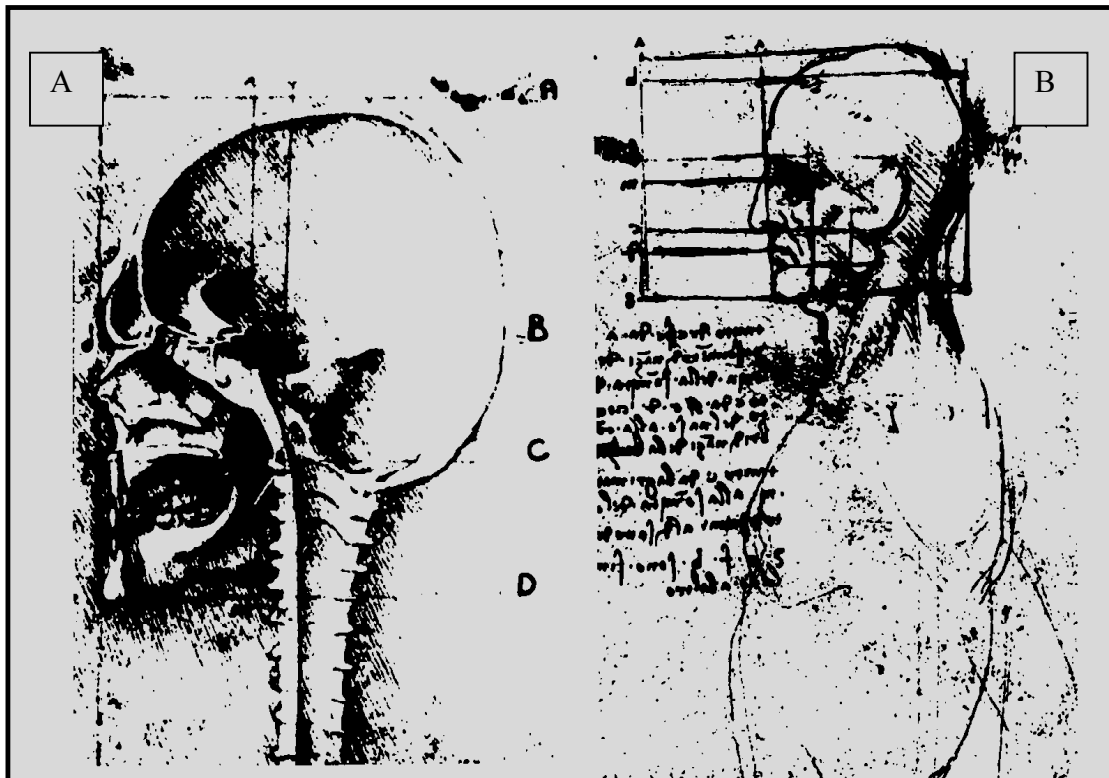


**Abbildung 3 : Das Fernröntgenseitenbild (FRS)**

Die Fernröntgenseitenaufnahme ist eine seitliche Aufnahme des Kopfes (Abb.3). Die kieferorthopädisch relevanten Strukturen des Schädels können mit Hilfe dieser Technik auf einer Röntgenaufnahme verzerrungsarm abgebildet werden. Für die Planung und Überwachung einer kieferorthopädischen Behandlung ist das Fernröntgenseitenbild des Kopfes eines der wichtigsten diagnostischen Hilfsmittel. Auf die Anfertigung einer Fernröntgenseitenaufnahme und deren Analyse kann nicht verzichtet werden. Die Fernröntgenseitenbildanalyse ist wichtig um verschiedenste kephalometrische, kraniometrische und gnathometrische Feststellungen zu treffen, insbesondere zu Gesichtstyp, Kieferrelation, Kieferentwicklung, Wachstumsrichtung und Frontzahnstellung [61].



## 2.2 Geschichte der Röntgenkephalometrie



**Abbildung 4 : Skizze des Normalateralis von Leonardo Da Vinci (nach [18]).**

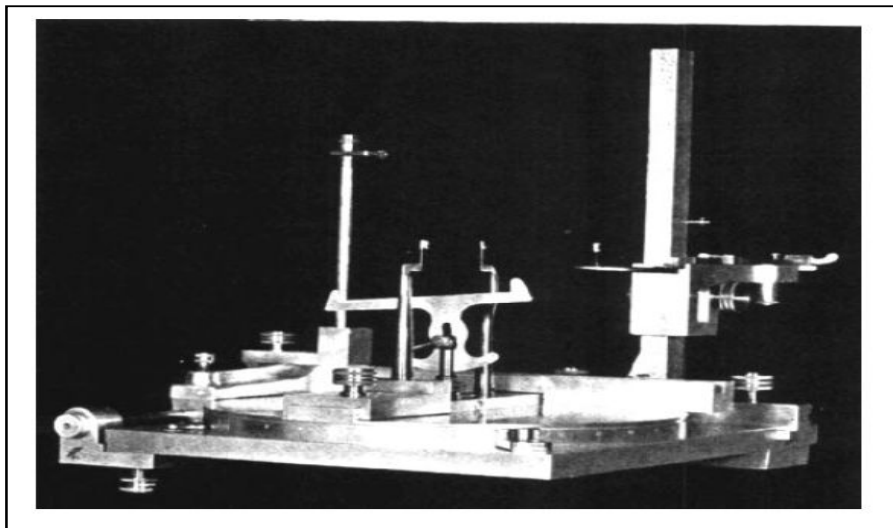
Im 15. Jahrhundert hat Leonardo Da Vinci (\*1452 – †1519) wahrscheinlich die älteste dokumentierte laterale Analyse innerer Strukturen eines sagittal geschnittenen Schädels dargestellt. Mittels einer speziellen Zeichenmethode gelang ihm eine außerordentlich detailgetreue Abbildung der Schädelstrukturen. Da Vinci definierte Schädelpunkte, die auch in der heutigen kieferorthopädischen Analyse noch verwendet werden. (Nasion, Sella, Basion). Es gibt 4 horizontale Linien, kennzeichnet als z.B. A, B, C, D (Abb.4). Die Linie A ist nicht auf bestimmte skelettale Strukturen bezogen. Die Linie B geht vorne durch die Kreuzung der frontalen und nasalen Knochen und hinten durch die Sella. Diese Linie ist sehr nah an der Sella-Nasion-Linie (NSL), wie sie heute in der Röntgenkephalometrie verwendet wird. Die Linie C läuft durch die Spina nasalis anterior und entlang des

Daches des harten Gaumens. Diese Linie entspricht der Nasallinie (NL). Die Linie D ist nicht richtig zuzuordnen [18].

## 2.3 Historische Entwicklung der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme

Zur besseren Beurteilung der Anomalien hat man sich sehr früh bemüht, nicht nur die dentoalveolare Abweichungen zu erkennen, sondern auch Informationen über Lage Zuordnung des Gebisses im Gesichtsschädel zu erhalten.

Im Jahre 1922 haben Pacini und Carrera die ersten Röntgenaufnahmen des Schädels in der Norma lateralis erstellt [12]. Erste Vermessungen von den kraniofazialen Relationen ist von MacGowen and Simpson 1923 sowie Comte and Riesner im Jahr 1927 erfolgt , aber eine genaue Methodik der Anfertigung ist nicht beschrieben worden [12]. Standardisierte Methoden für die Anfertigung von FRS mit Hilfe eines speziellen "Cephalostaten" wurden erstmals 1931 von Hofrath in Deutschland [25] und Broadbent in den USA [6] unabhängig voneinander entwickelt.



**Abbildung 5 : Special Reserve Craniostat for Roentgenographic studies of skulls (nach [6]).**

Vor der Einführung dieser Technik waren die Messungen nur am mazerierten Schädel möglich. Hofrath wählte einen Fokus–Film–Abstand von 2,30 m [25].

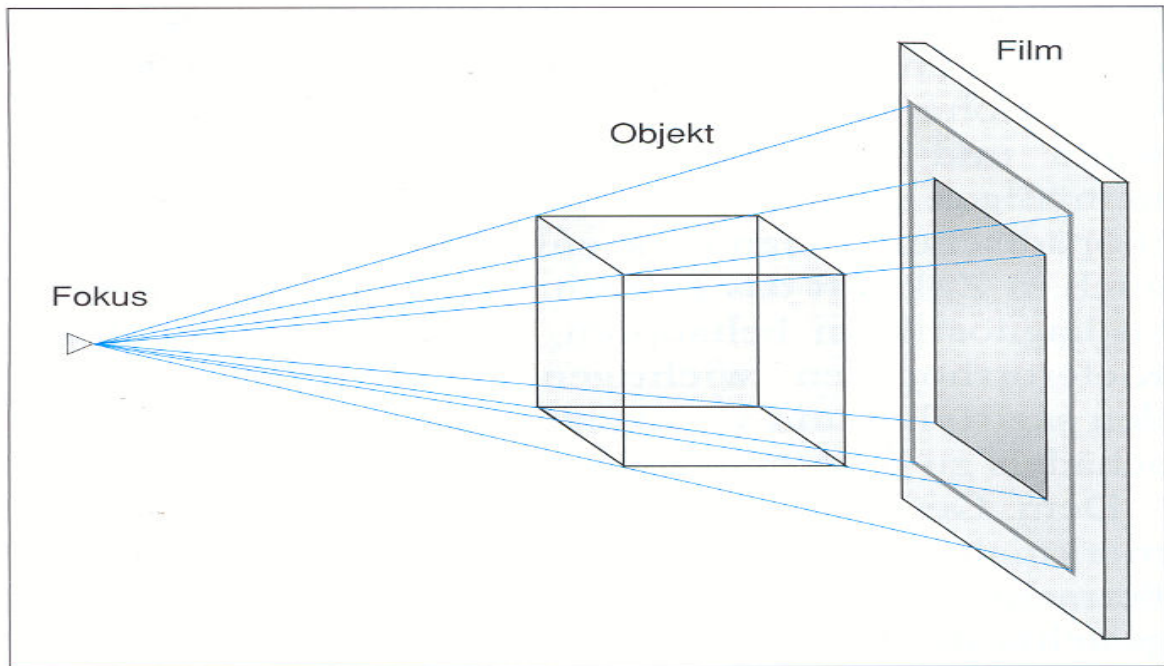
Broadbent verwendete einen Abstand von 1,5 m, um die Verzeichnungen zu vermindern [6].

Die Technik der Fernröntgen-Aufnahme ist nicht nur in der Kieferorthopädie, sondern auch in der orthognathen Chirurgie eines der wichtigsten diagnostischen Hilfsmittel geworden [58]. Um eine weitgehend originalgetreue Reproduktion des Gesichtsschädels bei der Anfertigung des Fernröntgenseitenbildes zu erhalten, beträgt die Entfernung heute mindestens 1,5 m. Mit diesem Röntgenaufnahmeverfahren ist im Gegensatz zum fotografischen Aufnahmeverfahren auch die Bestimmung wachstumsbedingter Veränderungen möglich.

## **2.4 Grenzen der Röntgenkephalometrie**

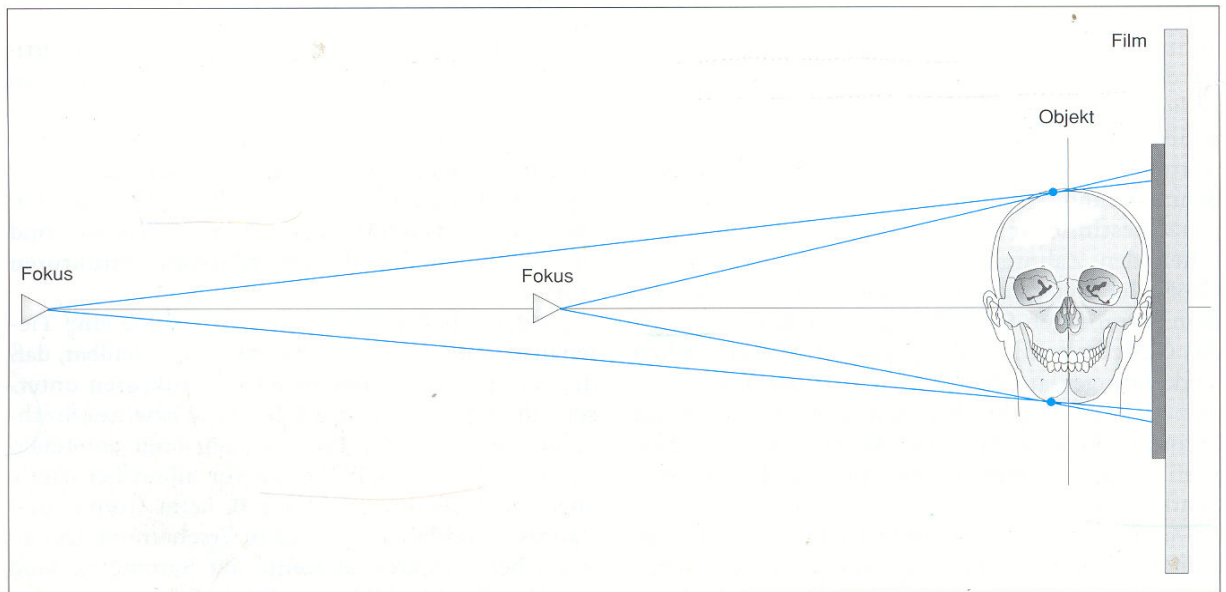
### **2.4.1. Entstehung von Doppelkonturen**

Beim Fokus–Film–Abstand von 4m kommt es zu einer Vergrößerung der Messstrecken von 2 bis 4 % und bei 1,5m zu einer Vergrößerung der Strecken um 5 – 10 % [47]. Aber der Vergrößerungsfaktor ist nicht an sich problematisch, sondern die Differenz zwischen dem Vergrößerungsfaktor für die linke und die rechte Gesichtshälfte, welche zu Doppelprojektionen führt. Dieser Parallaxenfehler führt vor allem bei paarig angelegten Strukturen, wie z.B. beim Corpus und Ramus mandibulae auch bei perfekter anatomischer Symmetrie zur Doppelkonturen, die auf dem Röntgenbild zu erkennen sind. Der Grund ist, dass der unterschiedliche Abstand zum Film unterschiedliche Vergrößerungsfaktoren der anatomischen Anteile des Schädels ergeben [1] (Abb.6). Die auf dem Röntgenbild sichtbare Differenz zwischen zwei auf einer Linie der dritten Dimension von filmfern und filmnah liegenden Punkten soll auf ein Minimum reduziert werden [43].



**Abbildung 6 : Aufgrund der Strahlendivergenz kommt es zu einer stärkeren vergrößerung der filmfernen als der filmnahen Strukturen. Dieser Parallaxenfehler führt bei paarig angelegten Strukturen immer zu Doppelkonturen, auch wenn die Strukturen genau gleich groß sind. Die filmnahen Strukturen werden schärfer als die filmfernen abgebildet (nach [44]).**

Aus technischen und praktischen Gründen lässt sich der Fokus–Film–Abstand nicht beliebig vergrößern. Deswegen hat als internationaler Standard ein Mindestabstand von 1,5 m bei der Anfertigung von FRS–Aufnahmen etabliert, während viele Kliniken, wo leistungsfähige Drehanodenröhren zur Verfügung stehen, Abstände von etwa 4 m verwenden. Beim 1,5 m Fokus–Film–Abstand beträgt der Vergrößerungsfaktor 7 % [15] und beim 4 m Abstand etwa 5,26 % [48].

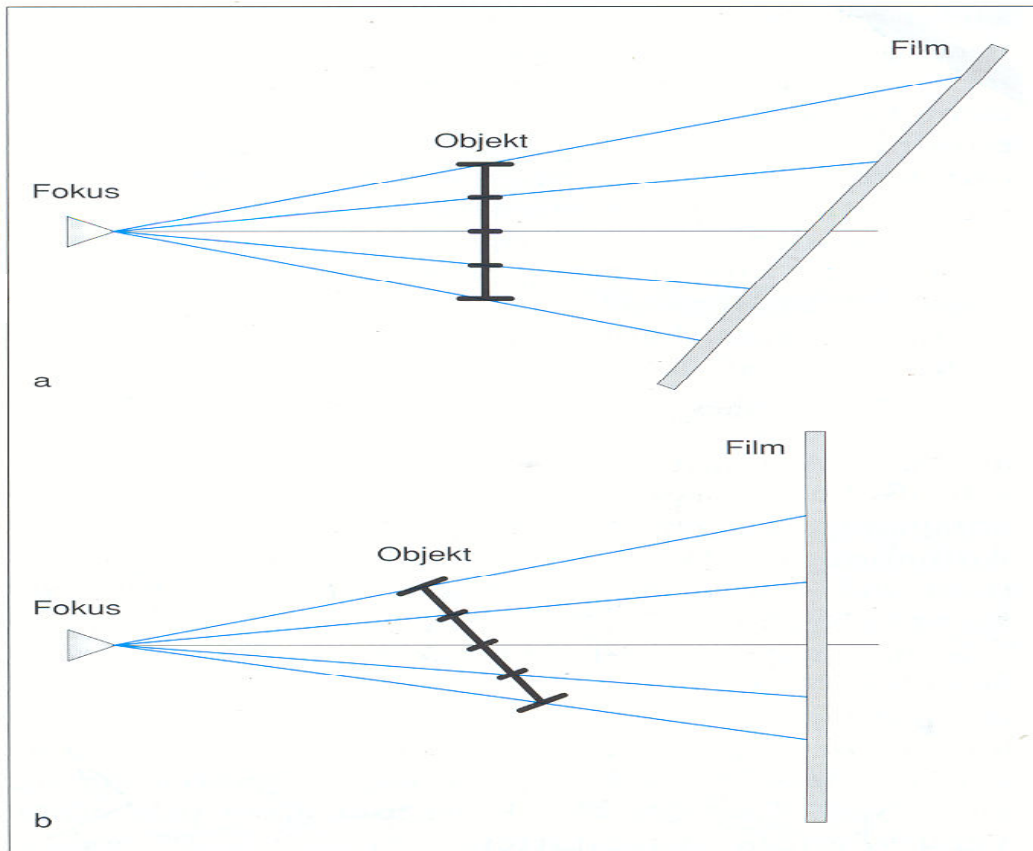


**Abbildung 7 :** *Durch einen großen Fokus-Objekt- und kleinen Objekt-Film-Abstand wird der parallaktische Abbildungsfehler auf ein Minimum reduziert (nach [43]).*

#### **2.4.2. Geometrische Unschärfe**

Um eine optimale Schärfe zu gewährleisten ist auch hierbei ein großer Fokus-Film-Abstand und geringerer Objekt-Film-Abstand vorteilhaft (Abb.6). Da jedoch für die Schwärzung des Filmes erforderliche Strahlungsleistung quadratisch zum Fokus-Film-Abstand zunimmt und die Leistung einer Röntgenröhre unter anderem durch die Fläche der Anode begrenzt ist, würde ein sehr großer Abstand zu sehr langen Belichtungszeiten und damit zu Bewegungsunschärfen führen [48]. Eine Abstandsverdoppelung führt zu einer 4-fachen Erhöhung der notwendigen Strahlerleistung [15].

### 2.4.3. Verzerrungseffekt (Distorsion)



**Abbildung 8: Objektebene (Medianebene) und Filmebene müssen senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sein. Verzerrungsfehler entstehen, wenn die Filmebene (a) oder die Objektebene(b) nicht senkrecht zum Zentralstrahl stehen (nach [15]).**

Wenn die Objektachse, die Bildträgerenebene oder beide nicht senkrecht zum Zentralstrahl platziert sind (Abb.8), tritt eine ungleichmäßige Vergrößerung der einzelnen Objektabschnitte auf, die man als Verzerrung bezeichnet. Die an der Anode der Röntgenröhre entstehende Strahlung verlässt die Röntgenröhre radial. Die Strahlen, die die Randbereiche des Films erreichen, sind also divergent. Ausschließlich der Zentralstrahl, der von der Anode bis zum Film parallel zur Achse der Röntgenanlage verläuft, trifft den Kopf des Patienten und den Film senkrecht. Die Strahlendivergenz führt dazu, dass alle Bereiche des Kopfes auf dem Film gegenüber dem Original vergrößert erscheinen. Durch diese Vergrößerung kann die Abbildung des Schädels verfälscht werden. Durch eine genaue Positionierung von

Röntgenröhre und Filmhalter kommt es zur korrekten Darstellung der Filmebene zum Zentralstrahl. Für die genaue Positionierung des Kopfes im Strahlengang kann man einen Kephalostaten verwenden. Hofrath und Broadbent haben für die Anfertigung von FRS im Jahr 1931 unabhängig voneinander einen Kephalostaten entwickelt.

Der Kephalostat besteht aus

zwei in ihrem Abstand zueinander veränderlichen Streben, die an ihrem unteren Ende je eine einander zugewendete Ohrolive tragen, die in die äußeren Gehörgänge des Patienten eingeführt werden müssen.

eine justierbare Nasenstütze im Bereich der Nasenwurzel.



**Abbildung 9 : Ausrichtung eines Patienten im Kephalostat (nach [54]).**

Durch diese Dreipunktlagerung kann man den Kopf des Patienten genau im Strahlengang positionieren and gleichzeitig wird eine verwackelungsarme Aufnahme erzielt. Die Halterung für die Filmkassette muss nahe dem Kephalostat angebracht sein, damit die Filmebene senkrecht zur Längsachse der Anlage angeordnet ist. Die Aufnahme kann entweder am sitzenden oder am stehenden Patienten angefertigt werden. Die stehende Position hat den Vorteil, dass der Patient in seiner natürlichen Kopfhaltung (Flexion des Halses) aufgenommen werden kann.

Broca definierte im Jahr 1862 die natürliche Kopfhaltung als die Position des Kopfes des stehenden Patienten, dessen visuelle Achse parallel zur horizontalen Ebene ist [52, 59]. Seitdem das Konzept der natürlichen Kopfposition von Downs [14] in die Orthodontie in der fünfziger Jahre eingeführt worden ist, haben zahlreiche Forscher (Moorrees und Kean [37], Cooke und Wie [11], Lundström et al. [29]) deren Anwendung studiert und die Vorteile festgestellt. Down [13, 14] schlug den Gebrauch eines Spiegels frontal vor dem Patienten vor. Die Natural Head Position (NHP) erhält man, wenn der Patient im Spiegel in seine Pupillen schaut. Orhan [42] zeigte mit seiner "Target on the Mirror"-Technik, dass die NHP mit dem Spiegel als Ziel hochgradig reproduzierbar sei, betont aber, diese Position sei eine unnatürliche, zwanghafte und statische Position. Einige Autoren [37, 51, 52] nehmen eine natürliche Kopfposition als die entspannte Position des Kopfes an, wenn er nicht durch irgendeine äußere Beeinflussung geführt wird.

Proffit et al. [46] haben zwei Varianten hervorhoben.

1. Die Orientierung des Kopfes nach der Frankfurter Horizontalen parallel zum Boden
2. Die Orientierung des Kopfes im Sinne eines natürlichen Gleichgewichts des Kopfes als „natürliche Kopfposition“

Cooke et al. [11, 54] beschrieben nach ihrer Untersuchung, die natürliche Kopfposition sei sehr gut reproduzierbar und betonten, "es werde kein signifikanter Unterschied bei der Reproduzierbarkeit der natürlichen Kopfposition mit oder ohne Verwendung der Ohrlöcher auftreten". Diese Theorie wurde von Lundström et al. bestätigt [32]. Siersbaek-Nielsen und Solow [50] haben auch mit der Spiegeltechnik die Vorteile der natürlichen Kopfposition für die kephalometrische Diagnostik festgestellt und haben die NHP aufgrund ihrer einfachen Reproduzierbarkeit gegenüber jeder anderen intrakraniellen Bezugslinie empfohlen. Eine andere



Möglichkeit für eine kephalometrische Analyse ist, nach intrakranialen Horizontalebene auszurichten. Die intrakraniale Bezugsebene z.B. Nasion-Sella-Linie oder Frankfurter Horizontale ist eine Linie, die durch Strukturen innerhalb des Schädels verläuft. Im Gegensatz zu den intrakranialen Horizontallinien scheint die NHP in hohem Grade reproduzierbar zu sein und zeigten entsprechend den Studien von Cook et al. [10] eine Abweichung von nur 4 Grad. Diese ist niedriger als die Abweichung der hauptsächlich benutzten intrakranialen Bezugslinie [45]. Lundstrom A. et al. [30, 31] kamen nach ihren Untersuchungen zu ähnlichen Ergebnissen. Die Neigungen der intrakranialen Bezugslinien, wie Frankfurter Horizontale und Nasion-Sella Linie seien sehr variabel und wären unpassend für die kephalometrische und insbesondere für die Analyse der Gesichtsprofile. Downs [14], Cole SC [9] haben extrakraniale Bezugslinien vorgeschlagen, um die zugehörigen Probleme mit möglichen Schwankungen der intrakranialen Linien zu überwinden [14]. Diese sind jedoch mit neuen Schwierigkeiten in der Technik und der Veränderlichkeit in ihrer Wiedergabe verbunden [32, 52]. Um diese Vor- und Nachteile von extra- und intrakranialen Horizontalebene zu reduzieren, haben Burstone et al. [7] eine Linie als Gesichtshorizontale vorgeschlagen, die einen Winkel von 7° gegenüber der Nasion-Sella Linie hat. Dieser Winkel ist ein statistisch ermittelter Durchschnittswert und spiegelt den Neigungsunterschied zwischen N-S Linie und natürlicher Kopfhaltung wieder.

## **2.5 Einstellung des Patienten**

Die Position des Unterkiefers kann sowohl vom Bediener der Röntgenanlage als auch vom Patienten selbst verändert werden. Dadurch kann es bei der kephalometrischen Auswertung zu unbrauchbaren Ergebnissen kommen, denn die korrekte Positionierung des Patienten entscheidet über die Qualität und die

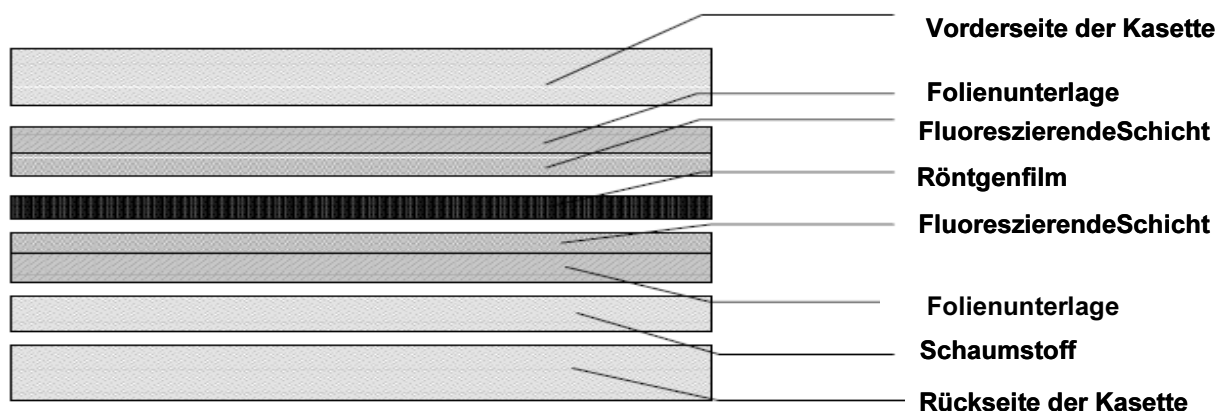
Interpretierbarkeit der Aufnahme. Auch die Unterkieferposition des Patienten muss genau kontrolliert werden, um eine erneute Aufnahme oder falsche Auswertungen zu vermeiden. In der Regel sollte der Patient in der retralsten, ohne Zwang erreichbaren Unterkieferposition aufgenommen werden. Besonders Patienten mit einem Zwangsbiss oder mit einer Unterkieferrücklage neigen dazu, den Unterkiefer in eine andere als die korrekte Position gleiten zu lassen. Diese falsche Position kann zu falschen Behandlungsplanungen führen. Ein vorher von der richtigen Unterkieferposition angefertigter Wachsbiss, der für die Röntgenaufnahme eingesetzt wird, verhindert eine falsche Position während der Röntgenaufnahme. Eine andere Möglichkeit ist es, vor der Aufnahme mit dem Patienten die richtige Kieferposition zu üben, um eine Fehlstellung und eine erneute Strahlenbelastung durch eine Aufnahmewiederholung zu vermeiden.

## 2.6 Filmkassetten Format

Je nachdem, ob eine Darstellung des gesamten Schädels oder nur des Viszerokraniums erwünscht ist, können zwei verschiedene Filmformate verwendet werden:

24 X 30 cm<sup>2</sup>

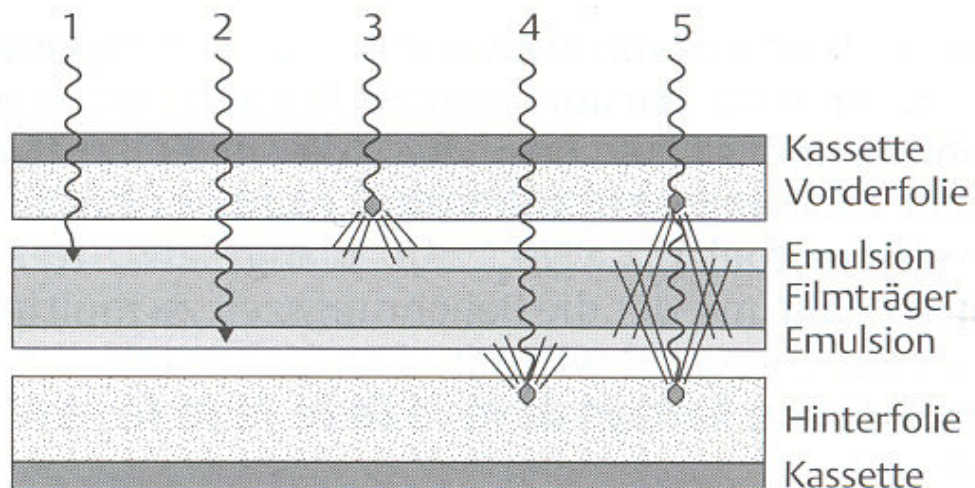
18 X 24 cm<sup>2</sup>



**Abbildung 10 : Aufbau einer Film-Folien-Kassette (nach [53]).**

### 2.6.1. Empfindlichkeit des Filmmaterials

Um die Strahlendosis möglichst gering zu halten, sind vor und hinter dem Film sogenannte Verstärkerfolien in die Filmkassette eingelegt. Die durch die Röntgenstrahlen angeregte Emission von langwelligem Licht belichtet den Film ebenfalls, so dass eine „Verstärkung“ der photochemischen Wirkung der Röntgenstrahlen erfolgt. Der Cross-Over-Effekt, welcher durch Lichtstreuung an den Leuchtstoffkristallen und Reflexion entsteht, führt zur folienbedingten Unschärfe der Abbildung. Dieser unerwünschte Cross-Over-Effekt (Abb. 11) wird durch den Einsatz von Yttriumtantalat reduziert [43].



**Abbildung 11 : Verstärkende Wirkung von Leuchtstoff-Folien (nach [43]).**

Die Strukturen, die auf dem Fernröntgenbild dargestellt sind, müssen genau identifiziert und vermessen werden können. Die Kassette mit der höchstwirksamen Verstärkerfolie würde eine zu grobe Körnung der Aufnahme ergeben, was für die diagnostische Auswertung nachteilig wäre.

Die FRS-Analyse erfordert eine sehr feine Darstellung. Deshalb werden mit Rücksicht auf die Feinkörnigkeit des Röntgenbildes weniger wirksame, aber feinere Verstärkerfolien verwendet.

## **2.6.2. Weichgewebedarstellung**

Für die Zwecke der kephalometrischen Auswertung sind nicht nur die knöchernen Strukturen, sondern auch das Weichteilprofil wichtig.

Es gibt drei Methoden:

a. Früher hat man die Profillinie des Patienten durch Auftragen einer röntgendichteren Masse (Zinksalbe) zur Darstellung gebracht.

Eine andere Methode ist, zwei Aufnahmen anzufertigen. Eine ist für Hartgewebe-Darstellung mit höherer kV-Zahl und die andere mit kleinerer Anodenspannung für die Weichgewebe-Darstellung, welche übereinander gelegt werden. Nachteilig sind der doppelte Materialverbrauch und die Möglichkeit von Überlagerungsfehlern.

Heute wählt man Weichteilfilter, die in den Strahlengang eingeblendet werden, um eine selektive Abschwächung der Strahlung im Bereich des Weichgewebeprofiles zu erreichen.

## **2.7 Metrische Analyse des Fernröntgen–Seitenbildes**

### **2.7.1. Verwendete Kephalemtrische Referenzpunkte**

Um ein FRS metrisch auszuwerten und entsprechend Aussagen über Form und Größe des Gesichtschädels machen zu können, sind spezielle eindeutig definierte und reproduzierbare Messpunkte notwendig, die die anatomischen Strukturen repräsentieren. Die Messungen erfassen unter anderem die sagittale Relation des Ober- und Unterkiefers zur Schädelbasis, die sagittale Relation des Unterkiefers zum Oberkiefer, die Kieferentwicklung, die Neigungen des Oberkiefers und Unterkiefers zur vorderen Schädelbasis und die Frontzahnstellung [61].

### **2.7.2. Messpunktarten**

Die Messpunkte müssen von verschiedenen Behandlern gleichermaßen aufgefunden werden können. Die eingezeichneten Referenzlinien und Winkel- oder Streckenmessungen sollen die von der kephalometrischen Analyse geforderten Aussagen erbringen.

Arten von kephalometrischen Bezugspunkten [15].

- |                            |                      |
|----------------------------|----------------------|
| 1. Anatomische Punkte      | Beispiel: Nasion     |
| 2. Anthropologische Punkte | Beispiel: Pogonion   |
| 3. Konstruierte Punkte     | Beispiel: Gonion     |
| 4. Röntgenologische Punkte | Beispiel: Articulare |

### **2.7.3. Referenzlinien**

Für die metrische Auswertung des FRS sind nicht nur Referenzpunkte sondern auch Referenzlinien notwendig. Zur Beschreibung des Schädels in vertikaler Richtung sind horizontale und zur Beschreibung der antero-posterioren Relation sind vertikale Referenzlinien hilfreich.

Horizontale Referenzlinien:

1. Nasion–Sella–Linie (NSL)
2. Nasallinie (NL)
3. Mandibularlinie (ML)

Vertikale Referenzlinien

1. NA–Linie
2. NB–Linie

## **2.8 Methoden der Bildgebung**

### **2.8.1. Konventionelle Radiographie**

### **2.8.2. Digitale Radiographie**

Es gibt drei Möglichkeiten, ein digitales Bild zu erhalten:

- Nachträgliche Digitalisierung
- Direkte Akquisition
- Indirekte Akquisition

## **2.9 Digitale Radiographie**

### **2.9.1. Was ist digitale Radiographie?**

Unter diesem Begriff versteht man im weitesten Sinne die Erfassung der röntgenologische Bildinformation in einem digitalen Datensatz, welcher dann mit Hilfe der Datenverarbeitung bearbeitet und dargestellt werden kann.

### **2.9.2. Entwicklung**

Digitale Radiographie oder digitales Röntgen wurde schon länger in der Medizin verwendet, aber erst in den achtziger Jahren wurden die ersten intraoralen Sensoren für den Gebrauch in der Zahnheilkunde entwickelt [2, 5]. Im Jahr 1987 hat es das von dem französischen Zahnarzt Francis Mouyen entwickelte Radio-Visio-Graphie-System (RVG) erstmals möglich gemacht, intraorale Zahnaufnahmen direkt digital zu erstellen [2, 39]. Die erste direkte digitale Fernröntgenaufnahme wurde 1996 von der Fa. Siemens-Dental/ Sirona, Bensheim Vorgestellt [44].

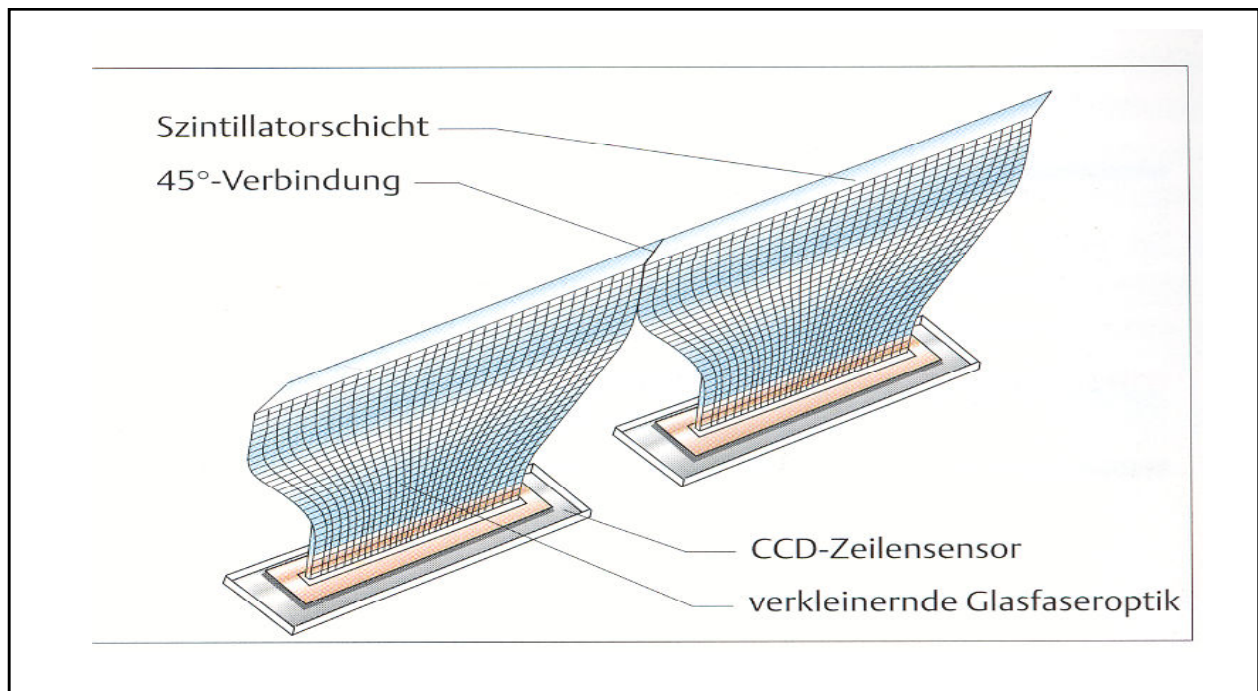
### **2.9.3. Das digitale Röntgenbild**

Durch die Entwicklung der Computertechnologie ist auch in der klassischen Projektionsradiographie der Einsatz digitaler Bildaufnahmen und Verarbeitungssysteme möglich. Ein digitales Bild entspricht der Zerlegung eines konventionellen Bildes in ein vorgegebenes Raster von Bildpunkten, den sog. Pixeln. Das Prinzip der Digitalisierung besteht in einer Umwandlung der analogen Signale in diskrete Werte bei der Bildaufnahme und der Speicherung für die spätere Bildwiedergabe. Die am Detektorsystem durch die Röntgenphotonen eingehenden analogen Intensitätssignale werden in zweifacher Hinsicht digitalisiert. Die Bildfläche (Matrix) wird zeilen- und spaltenweise in Bildpunkte (Pixel) aufgeteilt. Jedem Pixel wird ein Zahlenwert zugeordnet, der einen Intensitätswert der empfangenen Röntgenstrahlung repräsentiert. Diese Diskretisierung im Orts- und im Intensitätsraum ermöglicht die Speicherung des Bildes als Zahlenfolge.

### **2.9.4. Digitalsysteme mit Halbleitersensoren (Direkte Akquisition)**

Das Kernstück des Halbleitersystems sind Halbleiterchips, die eine Vielzahl miniaturisierter Fotodioden auf der Oberfläche tragen (CCD-oder-CMOS Sensoren). Halbleitersensoren besitzen eine hohe Auflösung. Pixelgrößen bis zu 10 µm lassen sich realisieren [44]. Man benötigt für unterschiedliche Bildformate unterschiedliche Sensoren. Für diese verschiedenen Bildformate stehen Flächen- und Zeilensensoren zur Verfügung.

1. Zeilensensoren können zur Gewinnung großformatiger extraoraler Aufnahmen eingesetzt werden. Mit den Zeilensensoren kann eine Fläche gescannt werden. Die Bildelemente sind linear in Zeilen angeordnet. Die Photodioden teilen die aktive Empfangsfläche in Bildpunkte auf. Im Detektor findet die Zerlegung des Bildes in Pixel statt.



**Abbildung 12 : Aufbau eines Zeilensensors (nach [44]).**

2. Flächensensoren finden in der Regel bei kleinformatischen Aufnahmen ihre Anwendung. Die Photodioden bilden eine rechteckige Matrix.

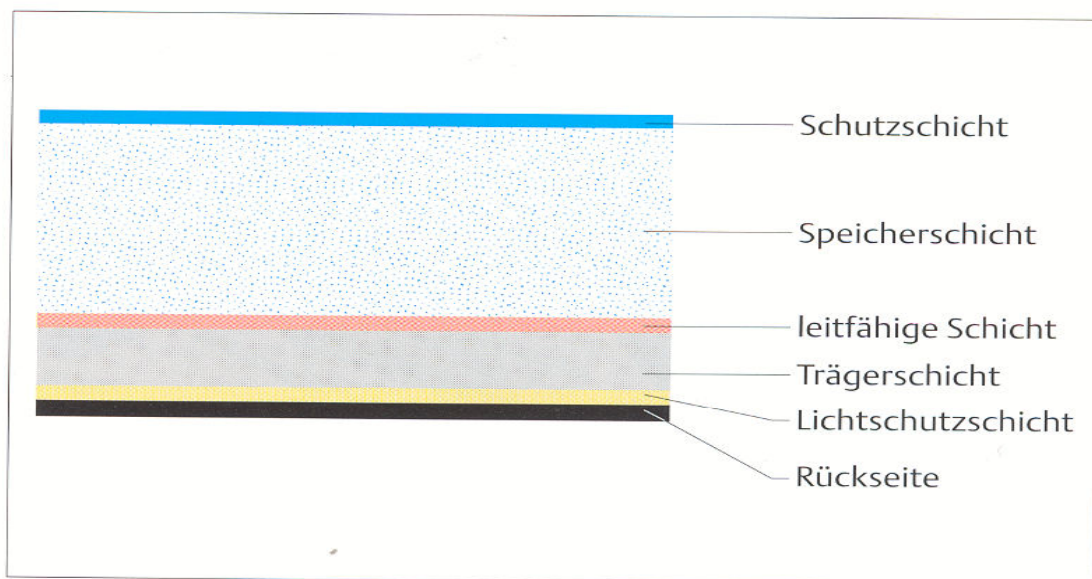
Der Sensor ist über ein Kabel an den Computer angeschlossen. Die Röntgenbilder stehen unmittelbar zur Verfügung, welcher einer der wichtigsten Vorteile für diese direkte digitale Aufnahmetechnik ist.

### **2.9.5. Digitale Lumineszenzradiographie (Indirekte Akquisition)**

Die Technik der Speicherfolie findet bereits seit längerer Zeit in der medizinischen Röntgendiagnostik Anwendung. Die digitale Lumineszenzradiographie ist zuerst von Sonada et al. im Jahre 1983 beschrieben worden [28]. Hier werden anstatt der Röntgenfilme wiederverwendbare Speicherfolien zunächst belichtet und anschließend in einem Laserscanner ausgelesen. Im Jahr 1992 benutzten Calderazzi et al. Speicherfolien um zu zeigen, dass es keinen Unterschied zwischen herkömmlicher und digitaler Kephalmetrie bei der Knochenstrukturdarstellung gäbe, die Weichteile aber digital besser dargestellt werden könnten [8]. Im 1996 ist von der



medizinischen Radiologie die digitale Lumineszenzradiographie übernommen worden. Trotz verschiedener Vorteile, wie z.B eine Strahlendosisreduktion zwischen 50% and 75%, haben sie aus patentrechtlichen und wirtschaftlichen Gründen sehr lange gebraucht, um ihre Anwendung in der Zahnmedizin zu finden [4, 41]. Anstelle von Kassetten mit Film–Folien–Kombinationen werden Kassetten mit Speicherfolien benutzt, welche eine größere Dynamik haben [55]. Durch die einfallenden Röntgenphotonen werden Elektronen im Kristallgitter der Speicherfolie auf ein höheres Energieniveau gebracht and dort in sog. Haftstellen (Traps) festgehalten. Somit wird ein latentes Ladungsbild gespeichert. Ein Teil der Elektronen kehrt unter Lichtemission direkt nach der Exposition in den Ausgangszustand zurück (*Spontanemission.*)



**Abbildung 13 : Schematischer Aufbau einer Speicherfolie (nach [44]).**

In der Auswerteinheit wird die Kassette geöffnet und mit einem Laserstrahl zeilenweise abgetastet. Die Energie des Laserstrahls löst die in den Traps gefangenen Elektronen und die angeregten Phosphoratome gehen unter Aussendung von Licht (stimulierte Lumineszenz) [57] in den Grundzustand über. Das emittierte Lumineszenzlicht wird über einem Photomultiplier in ein elektrisches

Signal transformiert, das digitalisiert wird. Nach dem Auslesevorgang wird die Restladung der Speicherfolie durch intensive Lichtbestrahlung gelöscht und die Folie kann erneut benutzt werden. Die Scan-Zeiten sind unterschiedlich je nach Fabrikat. Der Scanprozess sollte sofort nach der Röntgenaufnahme erfolgen, denn obwohl die Speicherfolie empfangene Energie mehrere Tage speichern kann, beginnt innerhalb der ersten Minuten nach Belichtung ein schleichender Informationsverlust. Deswegen ist es ratsam, die Folie schnell auszulesen. Die Speicherfolien müssen sorgfältig behandelt werden, um Kratzer, Knicke und Verunreinigungen zu vermeiden.

#### **2.9.6. Nachträgliche Digitalisierung**

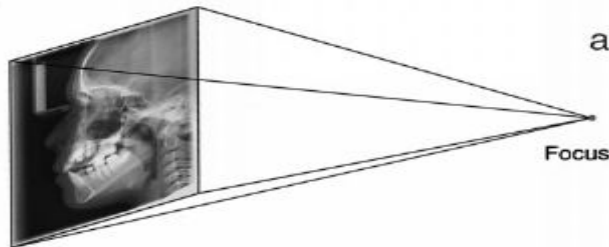
Die Konventionellen Röntgenaufnahmen Können nachträglich mit Hilfe von Videotechnik, einem Röntgenbildscanner (Filmdigitizer) oder auch mit einem digitalen Foto-System digitalisiert werden.

### **2.10 Vergleich digitaler Röntgensysteme gegenüber konventionellen Röntgensystemen.**

In der Radiologie gewinnt die Anwendung der digitalen Techniken ein zunehmendes Interesse wegen der Diagnosesicherheit und der Verringerung der Strahlendosis [62]. Die Bilder direkt digitaler Systeme stehen unmittelbar nach der Aufnahme zur Verfügung.

Das Prinzip des Fernröntgens ist bei konventionellen und digitalen Aufnahmen unterschiedlich.

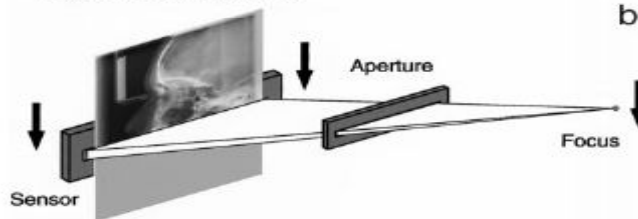
#### Conventional cephalography



#### Das Prinzip der Filmaufnahme

Bei der Fernröntgen -Filmaufnahme wird der gesamte Schädel mit einem konusförmigen Röntgenstrahl aufgenommen.

#### Digital cephalography

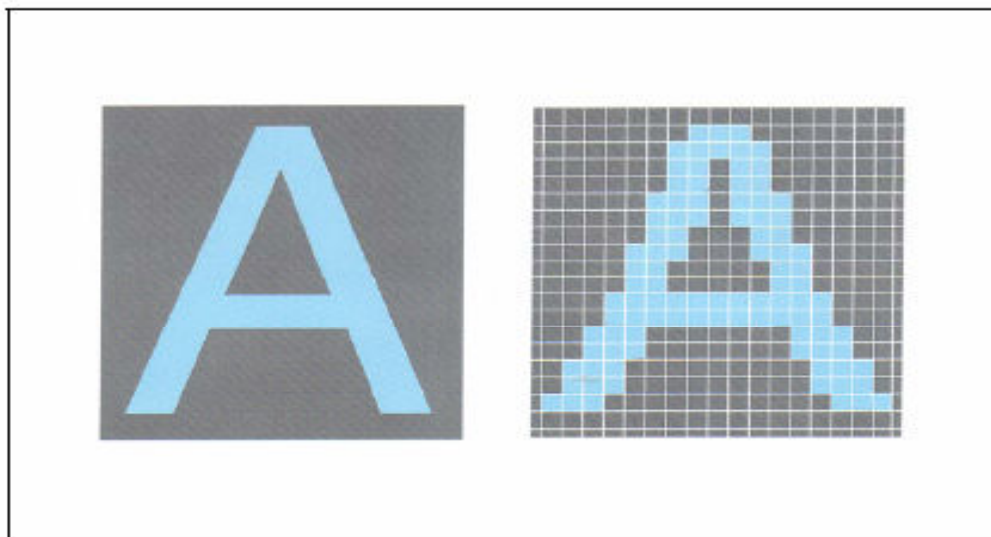


#### Das Prinzip der Digitalaufnahme

Beim digitalen Fernröntgen wird der Kopf des Patienten mit einem fächerförmigen, nur zeilengroßen Röntgenstrahl Linie für Linie abgefahren.

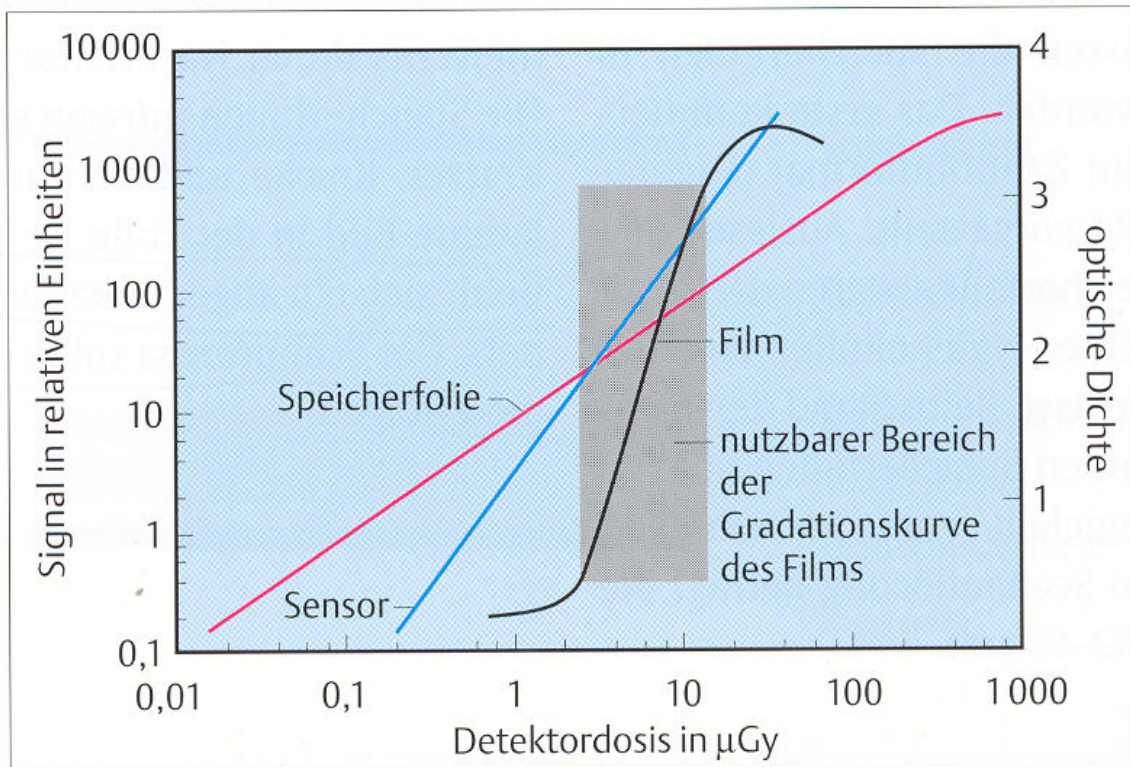
**Abbildung 14 : Vergleich der unterschiedlichen Techniken [60]**

Beim direkt digitalen Fernröntgen kann eine sogenannte Slottechnik (Abb.14) angewendet werden. Ein schmales, fächerförmiges Nutzstrahlenbündel und der Zeilensensor werden parallel bewegt. Die Aufnahmezeit mit dieser Technik für ein Fernröntgenbild beträgt ca. 15 s.



**Abbildung 15: Vergleich konventionelles und digitales Bild. Ein konventionelles Bild besteht aus einer stochastischen Verteilung von Farbpartikeln in der Bildebene. Ein digitales Bild beruht regelmäßig angeordneten Rasterzellen (nach [44]).**

Gijbels et al. [20] haben herkömmliche und indirekte digitale FRS verglichen und keine erheblichen Unterschiede der Bildqualität digitaler und herkömmlicher Röntgenbilder gefunden. Macri et al. berichteten, es sei möglich digitalisierte Bilder anzufertigen, die mit einem konventionellen Röntgenbild guter Qualität vergleichbar sind [33]. Jedoch berichteten diese Autoren, die Messpunktidentifikation bei den Röntgenbildern mit niedrigerer Qualität könnte auch durch die digitale Verarbeitung nicht verbessert werden. Untersuchungen von Geelen et al. [19] im Jahr 1998 haben sich hauptsächlich mit den skelettalen Bezugspunkten beschäftigt und fanden keine klinisch relevanten Unterschiede bezüglich der Lokalisierung kephalometrischer Messpunkte auf den herkömmlichen und digitalen Röntgenbildern. Jäger et al. [27] berichtete, dass trotz der verschiedenen Vorteile bei der Digitalisierung des Originalbildes ein Informationsverlust besonders im Bereich des Punktes Nasion (N) und des A-Punktes entsteht. Wenzel et al. und Verdonschot et al. gingen davon aus, eine Digitalisation der herkömmlichen Röntgenbilder könne ein Bildrauschen erzeugen und dadurch zu einem Verlust für die Diagnose wichtiger Informationen kommen [64]. Gravely et al. [21], und Enlow et. al. [16] berichteten, dass computergestützte kephalometrische Analysen nicht mehr Messfehler beinhalten, solange die Messpunkte manuell gekennzeichnet sind. Sie haben vorgeschlagen, die Messpunkte der digitalisierten Bilder für eine kephalometrische Analyse manuell zu kennzeichnen.



**Abbildung 16 : Kennlinien konventioneller und digitaler Aufnahmesystemen. Röntgenfilme bzw Film-Folien-Kombinationen haben typische S-förmige, digitale Systeme dagegen lineare Kennlinien (nach [44]).**

Ein Vorteil der digitalen Röntgentechnik im Vergleich zu der konventionellen Radiographie ist die Verringerung der Strahlungs dosis. Digitale Bildempfangssysteme haben eine hohe Empfindlichkeit und einen großen Dynamikbereich. Mehrere Forschungsgruppen haben gezeigt, dass eine Dosisverring erung von 50% bis 75% durch die digitale Radiographie mit Speicherfolien möglich sei [4, 49]. Obwohl die Scanzeit mit einem Zeilensensor für die digitale Keph alometrie viel länger ist als für die konventionelle Technik, kann wegen der geringeren effektiven Belichtungszeit der einzelnen Bildpunkte eine Dosis einsparung erzielt werden [26, 60, 65]. Für die extraorale digitale Röntgenaufnahme ist eine Dosisreduktion kaum zu erwarten, da die konventionelle Radiographie mit Film-Folien-Kombinationen arbeitet, die sehr hohe Wirkungsgrade haben.

Die digitale Radiographie bietet im Vergleich zu der konventionellen Radiographie zahlreiche Vorteile für den Patienten:

- Die hohe Empfindlichkeit führt zu einer Dosisreduktion.
- Bildschwärzung und Kontrast der diagnoserelevanten Regionen lassen sich optimieren.
- Sofortige Darstellung der Aufnahmen innerhalb von Sekunden nach der Belichtung.
- Ersparnis von Filmverbrauch, Filmverarbeitung, Entwicklungschemikalien und Dunkelkammer.
- Digitale Archive und Netze ermöglichen eine leistungsfähige Bildkommunikation.
- Messungen von Winkeln und Strecken lassen sich mit der Software durchführen.

Trotz der oben erwähnten Vorteile ist die digitale Radiographie mit Nachteilen verbunden. Die hauptsächlichsten Nachteile liegen am CCD System .

- CCD-Sensoren sind starr and haben einen Kabelanschluss.
- CCD-Sensoren sind ungeeignet für die Sterilisation.

## **2.11 Messverfahren zur Aufzeichnung der Kopfbewegungen**

Tng et al. [58] haben erstmals 1993 eine Studie an über 30 mazerierten Schädeln durchgeführt, um den Effekt der Position des Kopfes auf die kephlometrischen Messpunkte (z.B. SNA, SNB, SNPg) während der FRS Aufnahme zu untersuchen. Sie haben herausgefunden, dass die Änderungen in der Kopflage für den SNB und das SNPg im Gegensatz zum SNA-Winkel ein statistische und klinische Bedeutung haben; für den SNA-Winkel aber nur eine statistische Bedeutung. Sie haben

schließlich festgestellt, dass Änderungen der Position des Kopfes während der FRS–Aufnahme die Position von Messpunkten beeinflussen. Deshalb muss die Position des Kopfes während kephalometrischer Aufnahmen standardisiert werden. Dies sei von grundlegender Bedeutung für die kephalometrische Auswertung.

Hayashi et al. [23] entwickelten 1994 ein Photostereomeßsystem basierend 6 CCD–Kameras, um die Unterkieferbewegungen in 6 Freiheitsgraden zu untersuchen. 1996 haben Hayashi et al. [22] ein Photostereomeßsystem entwickelt, das mit zwei PSD-Kameras und einer Laserkrone mit vier Laserdioden ausgerüstet war. Die PSD-Kameras zeichnen die Schädelbewegungen in sechs Achsen auf.

Blanc et al.[3] führten 1997 eine Studie durch, um den Einfluss einer fehlerhaften Kopfpositionen bei Aufnahme eines FRS festzustellen. Sie verglichen die metrische Auswertung der in unterschiedlichen Winkeln angefertigten 15 Röntgenbilder mit dem Röntgenbild, das in richtiger Kopfposition angefertigt worden ist. Es zeigte keine erheblichen Unterschiede der Winkel und Streckenmessungen. Die Autoren haben zuverlässige und genaue Winkelmessungen und Streckenmessungen gefunden, wenn die Fehlpositionierung des Kopfes auf maximal 4 Grad begrenzt wurde. Sie empfehlen, auch solche Aufnahmen für kephalometrische Zwecke heranzuziehen, um eine zusätzliche Strahlenbelastung zu Vermeiden[3].

Yoon et al. [66].haben 2001 an 17 mazerierten Schädeln versucht, den Effekt der Kopfbewegung in der Z-Achse während der FRS Aufnahme zu festzustellen. Der Zweck dieser Studie war, die möglichen Projektionsfehler durch Kopfbewegungen in der vertikalen Z-Achse zu identifizieren und zu beheben. Sie erwarteten weniger Projektionsfehler, je größer die Zahl der Messpunkte in der Mediansagittalebene zur Bestimmung der Winkel verfügbar seien [66]. Sie konnten feststellen, dass

Winkelmessungen im Vergleich mit den linearen Messungen mit wenigen Projektionsfehlern verbunden waren.

Mori et al. [38] haben ein kephalometrisches 3-D System entwickelt, das die Vergrößerung des Bildes und die Fehlpositionierung des Kopfes im Kephalogramm 3-dimensional beheben sollte. Das Ziel war, die Genauigkeit der kephalometrischen Messungen für klinische Anwendungen zu verbessern. Zuerst wurde die Vergrößerung des Bildes behoben und anschließend die Bewegung des Kopfes korrigiert. Um die Genauigkeit dieses Systems zu überprüfen, haben die Autoren ihre Untersuchungen an 7 mazerierten menschlichen Schädeln durchgeführt. Die Resultate zeigten die Möglichkeit zu genauen kephalometrischen Messungen und empfahlen die klinische Anwendung dieses neuen Systems [38].

Sommer hat in 2004 [54] erstmals die motorische Unruhe des Schädels und deren Auswirkung auf die Digitale Kephalmetrie berührungslos ermittelt und in einem zweiten Schritt die gewonnenen Daten der unwillkürlichen Bewegungen des Kopfes auf eine 3D-Computermodell übertragen und das Computermodell des Gesichtsschädels entsprechend der motorischen Unruhe bewegt. Die transformierten Computermodelle wurden metrisch ausgewertet, um einen Aufschluss über die Abweichung der Messpunkte und Messwerte unter Berücksichtigung der motorischen Unruhe zu erhalten. Er konnte in seiner Studie nachweisen, dass eine Abhängigkeit zwischen Dauer der Fernröntgenaufnahme und der motorischen Unruhe des Kopfes existiert und die Unruhe des Kopfes einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Lage der Messpunkte und Messwerte ausübt [54].

Malkoc et al. [34] haben 2005 die möglichen Projektionsstörungen während des FRS, von FRF-Aufnahmen, und von submentoverтикаlen Aufnahmen mit der Kopffrotation in der Z-Achse untersucht. Die Studie zeigten, dass die Bewegung des



Kopfes wahrscheinlich die Streckenmessungen und die Winkelmessungen zwischen den Horizontalebeneben im FRS beeinflusst

### **3. Fragestellung**

Bei der FRS–Aufnahme spielt die natürliche motorische Unruhe des Patienten eine große Rolle, da sie zu unscharfen Bildern durch Bewegungen des Patienten führen kann. Bei scannenden Aufnahmeverfahren entstehen zusätzliche geometrische Abbildungsfehler. Deshalb werden beispielsweise in der Schweiz mit dem Scan-Verfahren erstellte FRS- Aufnahmen von Versicherern nicht als Grundlage für die Entscheidung von Behandlungsbedarf anerkannt. Die Position der kephalometrischen Messpunkte kann auch entsprechend der Lage des Kopfes schwanken. Der Effekt der Bewegung des Kopfes auf der FRS Aufnahme wurde von Feuer [17] und Tng, Chan, Cooke und Hagg [58] demonstriert. Alle diese Untersuchungen wurden an mazerierten Schädeln mit vorgegebenen Winkelwerten und Achsrichtung vorgenommen. Aber die motorische Unruhe bei der lebenden Menschen verändern sich sehr stark während der FRS Aufnahme im Gegensatz zu den mazerierten Schädeln. Die Fragestellung dieser Studie ist, ob die Fixierung des Kopfes in einem Kephalostaten vorteilhaft ist. Gleichzeitig sollte festgestellt werden, ob eine geringere motorische Unruhe bei sitzenden statt stehenden Patienten zu erzielen ist.

## 4. Material und Methode

### 4.1 Messapparatur

Zur Messung der Kopfbewegung während einer Fernröntgenaufnahme wurde ein opto-elektronisches Messsystem [54] verwendet. Die Apparatur sollte eine möglichst praxisnahe Patientensituation ermöglichen.

Das Messsystem enthält die folgenden Hauptbestandteile. <sup>1</sup>

1. Ein zweidimensionales Ortungssystem (Position Sensitive Device, PSD) vom Typ 2L10\_CP6,
2. eine Messwerterfassungskarte( A/D –Wandler) vom DT 300-Serie,
3. drei Laserdioden-Module vom Typ LG635-10 angeordnet in einem Winkel von 90° in einer Laserkrone,
4. eine Spiegelkonstruktion zur Umlenkung von zwei Laserstrahlen,
5. einen Kephaloostat,
6. eine Hebebühne,
7. ein Softwareprogramm, und ein Computer

#### 4.1.1. Positionsempfindlicher Detektor (Position Sensitive Device)

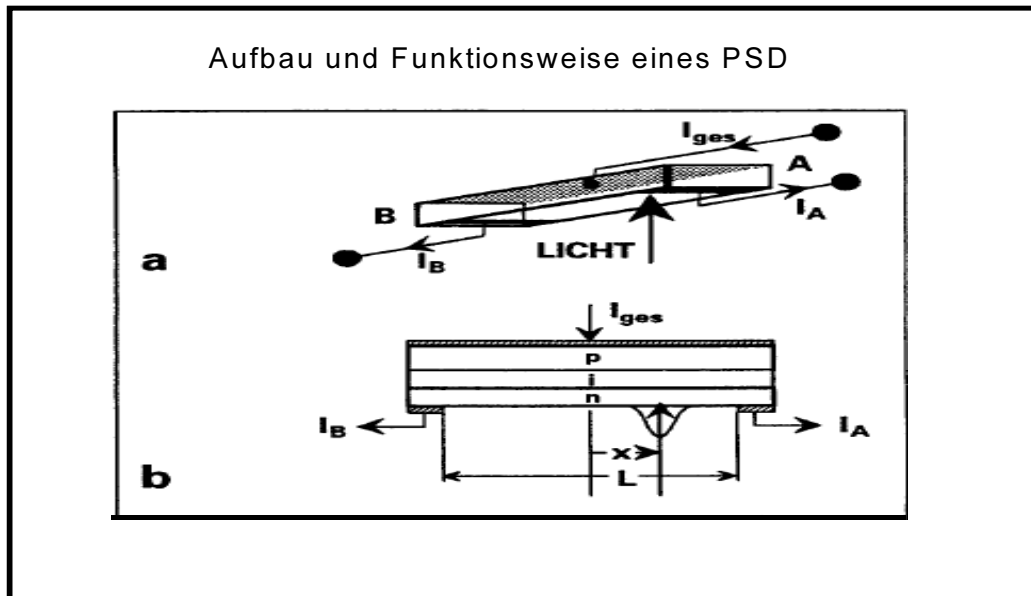
Ein zweidimensionales PSD besteht aus einer Flächenphotodiode, die die Position des Lichtfleckes entlang zweier Achsen über die gesamte aktive Fläche detektiert. Form, Größe und Intensitätsverteilung des Lichtfleckes sind weitgehend unbedeutend.

---

Hersteller der PSD: Fa SiTek® Electro Optics.  
Messwerterfassungskarte der Firma Data Translation.  
Laserdioden-Module der Firma LG Laser,  
eine Hebebühne der Firma Hanaoka Sharyo®.

Die Lokalisationsgenauigkeit des Lichtflecks beträgt laut Hersteller  $\pm 0,3\%$ . Der Leistungsschwerpunkt eines Lichtflecks bestimmt dessen Position.

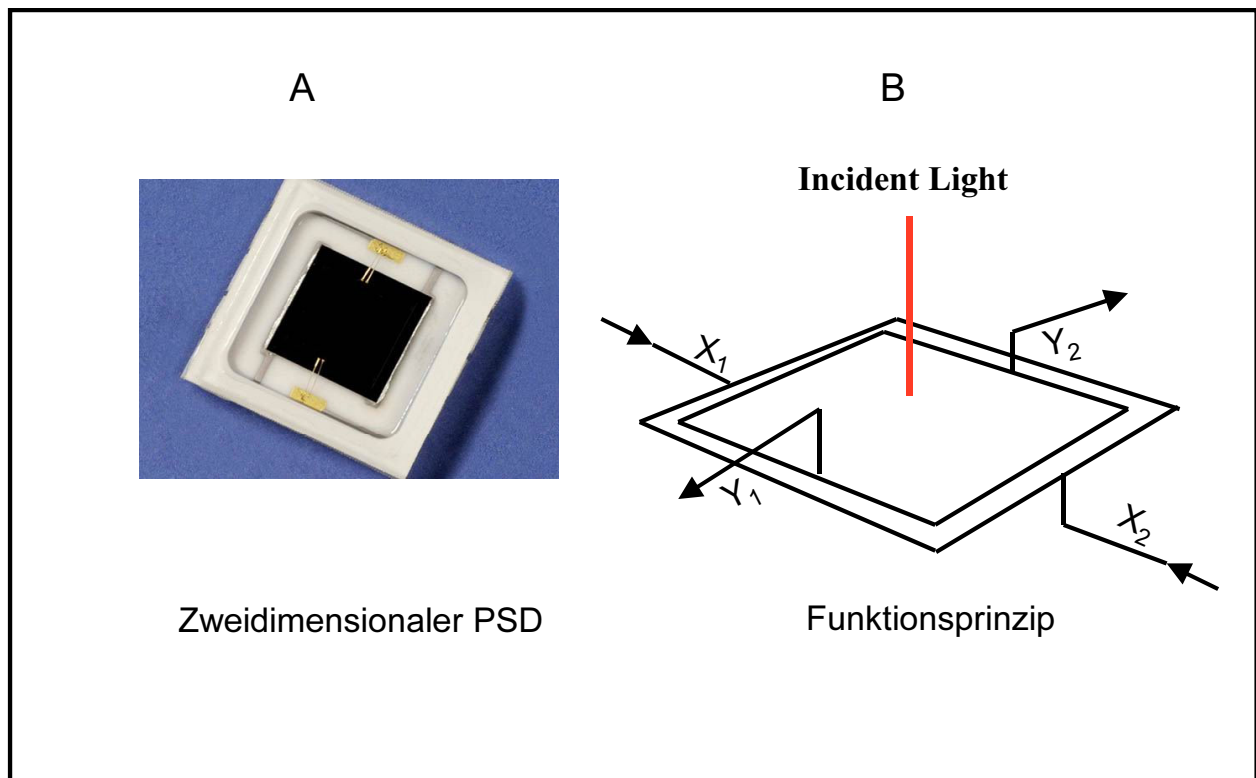
#### 4.1.1.1 Funktionsweise eines PSD



**Abbildung 17 : Wirkung auf den PSD einfallenden Lichts (nach [36]).**

In Abb. 17a ist die Anordnung räumlich dargestellt. Der Halbleiter trägt an der Rückseite eine vollflächig aufgebraute Elektrode zur Stromzuführung und an der Vorderseite befinden sich an beiden Enden der langgestreckten photoempfindlichen Schicht zwei Elektroden, von denen die Photoströme  $I_A$  bzw.  $I_B$  abgegriffen werden. Das Entstehen der Photoströme verdeutlicht Abb. 17b: Beim Auftreffen eines Lichtstrahls auf den photoempfindlichen PN-Halbleiter entstehen dort photoinduzierte Ladungsträger, die nach beiden seitlichen Elektroden abfließen [36].

Ein Photostrom entsteht, wenn Licht auf die aktive Fläche des PSD einfällt. Durch die an den Seiten angebrachten elektrischen Kontakte kommt es zu der Aufteilung des Photostroms in Abhängigkeit von der Position des Lichtflecks. Von einem PSD werden dadurch unterschiedliche Messspannungen in Abhängigkeit von der bestrahlten Stelle des Empfängers erzeugt



**Abbildung 18 : Zweidimensionaler PSD und Funktionsprinzip des Typ 2L 10\_CP6 der Firma SiTEK®**

Die Position des Lichtfleckes ermittelt man durch Auswertung der Spannungsdifferenz zwischen zwei gegenüberliegenden Kontakten. Durch Normierung auf den Gesamtstrom wird das Positionssignal unabhängig von der einfallenden Lichtintensität ermittelt.

Die Position des Lichtfleckes ergibt sich aus (Abb. 18B)

$$x = \frac{(x_2 - x_1)}{(x_2 + x_1)} \cdot x \frac{Lx}{2} \quad \text{und} \quad y = \frac{(y_2 - y_1)}{(y_2 + y_1)} \cdot x \frac{Ly}{2}$$

L = Kantenlänge des PSD = 10 mm (bei Typ 2L 10\_CP6)

#### 4.1.2. Laserdioden-Modul



**Abbildung 19 : Laserdioden-Modul der Firma LG Laser Technologies®**

Die Messmodul besteht aus drei Laserdioden-Modulen.

Ein Laserstrahl kann in longitudinalen und in transversalen Modi schwingen.

**Longitudinale Moden:** sind die Anzahl der stehenden Lichtwellen, welche innerhalb eines Laserresonators in Längsrichtung schwingen. Je mehr Wellen unterschiedlicher Frequenz in einem Resonator schwingen, desto breiter ist das Spektrum der emittierten Laserstrahlung. Laser, die nahezu auf nur einer Frequenz schwingen, werden als Singlemode-Laser bezeichnet. Laser, welche ein breiteres Spektrum emittieren, werden als Multimodelaser bezeichnet.

**Transversale Moden:** Je nach Resonator können sich nicht nur longitudinale Modi ausbilden, sondern auch transversale Modi. Als transversale Moden bezeichnet man die Schwingungen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung. Sie werden auch als **TEM-**Modi (**t**ransversale **e**lektrom**m**agnetische Modi) bezeichnet. Die transversalen Modi sind durch die Zahl der Knoten in den Richtungen senkrecht zur optischen Achse klassifiziert worden. Die Feldstärkenverteilung der Lichtwellen in der Ebene senkrecht zur Ausbreitungsrichtung des Lasers kann infolge Eigenschwingungen verschieden sein. Dabei gibt der erste Zahlenindex die Zahl der Knoten in x-Richtung

und der zweite Index die Knotenanzahl in y-Richtung an. Der Idealfall (Grundmodus) ist TEM<sub>00</sub>, wobei hier die Feldstärkenverteilung die Form einer Gaußschen Kurve hat. Der Modus ohne Knoten in transversaler Richtung ist der TEM<sub>00</sub>-Modus. TEM<sub>00</sub> hat eine besonders einfache und für den Anwender geeignete Feldverteilung. Durch eine "Modulsblende" kann das Anschwingen der unterschiedlichen transversalen Modi beeinflusst werden. Modi höherer Ordnung machen sich durch eine unregelmäßige Lichtintensität im Strahlenprofil bemerkbar und stehen für eine schlechtere Strahlenqualität. Ein Laser, der in einem einzigen transversalen Modus schwingt (z. B. TEM<sub>00</sub>) ist vollständig örtlich kohärent [56]. Im Unterschied zu anderen Modi existieren in diesem Fall quer zum Strahl keine Phasenverschiebungen im elektrischen Feld. Aus diesem Grund zeichnet sich der Laserstrahl durch seine vollständige räumliche Kohärenz aus. Des Weiteren kann ein Laserstrahl im transversalen Grundmodus auf den kleinsten Punkt gebündelt werden [24]. Dies wurde durch die Verwendung einer Empfangsoptik in der Sensor konstruktion ausgenutzt. Sie fokussierte die einfallende Strahlung mittels eines Objektivs auf den PSD. Dadurch wurde eine exaktere Bestimmung der Position des Lichtflecks möglich.

Der Laserdioden-Modul erlaubte den Betrieb des Gerätes mit einer Wellenlänge von 635 nm bei einer Eingangsspannung von 5 Volt bis 7 Volt.

#### **4.1.3. Laserkrone**

Die drei Laserdioden-Module wurden in einer Laserkrone in 90° Winkel angeordnet (Abb. 20). Die drei Laserdioden-Module wurde an die Kamera angeschlossen. Der Transformator stellt die notwendige Eingangsspannung zur Verfügung. Zwei Laserstrahlen werden über eine Spiegelkonstruktionen umgelenkt, weil hier nur eine

Empfängeroptik und –elektronik eingesetzt wurde. Alle drei Laserstrahlen trafen auf die Mattscheibe der Kamera.



**Abbildung 20 : Drei Laserdioden-Module vom Typ LG635-10 der Firma LG Laser Technologies® angeordnet in einem Winkel von 90° in einer Laserkrone (nach [54]).**

Ein Kephalostat wurde analog einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme–einrichtung nachgebaut. Der Kephalostat, die Kamera und die Spiegelkonstruktion sind auf einer Höhe von zwei Metern fixiert (Abb. 21).

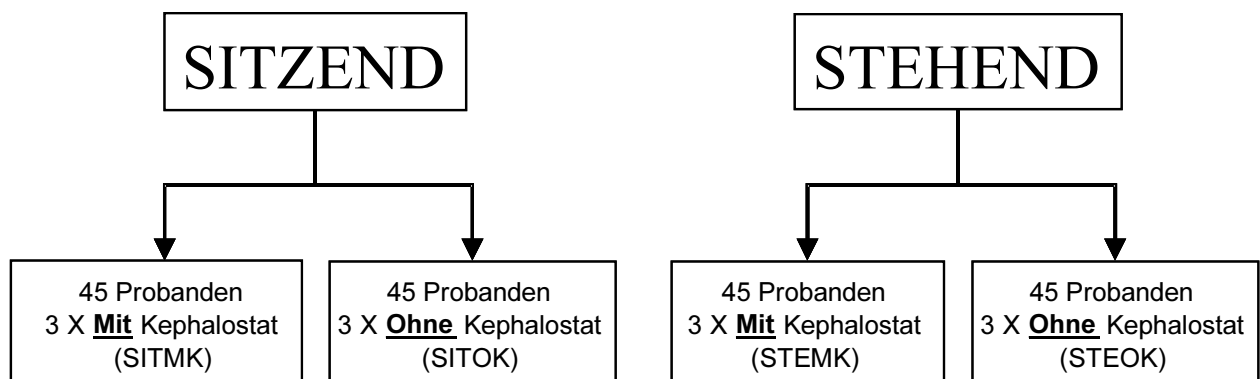




**Abbildung 21 :Kephalostat zur Simulation einer digitalen Röntgenaufnahme (nach [54]).**

## 4.2 Durchführung der Messungen

An dieser Studie haben 45 Probanden im Alter zwischen 22-40 Jahre von der Westdeutschen Kieferklinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf teilgenommen. Von den Probanden waren 29 weiblichen und 16 männlichen Geschlechts. Alle Messungen wurden dreimal in einem Raum durch dieselbe Person aufgenommen. Die Messungen wurden jeweils in sitzender und stehender Position vorgenommen. In jeder Position wurde die Messung jeweils mit und ohne Kephalostat durchgeführt.



**Abbildung 22 : Verschiedene Messverfahren**

In der sitzenden Position wurde zuerst die Laser-Krone auf dem Kopf des Probanden fixiert. Um das Messgeräte der Größe des Probanden anzupassen, wurde der Probandenstuhl mit Hilfe einer Hebebühne so verstellt, dass sich die Laserkrone auf einer Höhe von zwei Metern befindet. In dieser Position erfolgte zuerst die Einstellung des Probanden mit Hilfe des Kephalostaten entsprechend der Frankfurter Horizontalen als kephalometrische Bezugslinie analog zu einer Fernröntgenaufnahme. Die exakte Ausrichtung des Messgeräte und die Position wurden regelmäßig kontrolliert. Die Messungen wurden mit entspannten Lippen und den Zähnen in maximaler Interkuspitation vorgenommen. Der Kopfhalter bestand aus zwei justierbaren Ohroliven und einer Nasenstütze. Diese Dreipunktlagerung sollte eine verwackelungsarme Messwertaufnahme gewährleisten. Jetzt wurde die Software gestartet. Mit Hilfe einer vorherentwickelten Software [54] wurden 200 Messwerte pro Messung  $T_x$ ,  $T_y$ ,  $T_z$  (Translation in mm) und  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $R_z$  (Rotation in Winkelgrad) pro Laserdioden-Modul in 15 Sekunden erfasst. In dieser Position wurden drei Messungen durchgeführt. Insgesamt sind so 600 Messwerte in 45 Sekunden für jeden der Vektoren erfasst.

Als nächstes wurde der Proband dann gebeten, in der unfixierten und selbst balancierten Position zu sitzen. Dann wurde der Proband ohne Kephalostat unter Beobachtung der natürlichen Kopfhaltung eingestellt. Das gleiche Verfahren wurde wiederholt. In dieser Position wurden drei Messungen durchgeführt, wodurch wieder 600 Messwerte für jeden Vektor erfasst wurden.

Danach wurde die Hebebühne langsam abgesenkt und die Laser Krone entfernt. Der Patient wurde jetzt gebeten, die Messeinrichtung zu verlassen und die Hebebühne durch hölzerne Planken ersetzt, um eine feste Basis für den stehenden Patienten herzustellen. Diese hölzerne Planken wurden so justiert, dass die Laserkrone sich wiederum in einer Höhe von 2 m über dem Fußboden befindet. Dann wurde die

Laserkrone auf dem Kopf des Probanden fixiert und er gebeten, sich auf die Planken zu stellen. In dieser Position erfolgte wieder die Einstellung entsprechend der Frankfurter Horizontalen mit Hilfe des Kephalostaten. Die Messwertaufnahme wurde dreimal unter den gleichen Bedingungen durchgeführt.

Als nächstes wurde der Proband ohne Kephalostat unter Beachtung der natürlichen Kopfhaltung eingestellt. In dieser Position wurden drei Messungen durchgeführt, wodurch wieder 600 Messwerte für jeden Vektor erfasst werden konnten.

### 4.3 Verarbeitung der Messdaten

Messungen an den Patienten mittels des positionsempfindlichen Detektors ergaben zuerst 2 Koordinatenwertepaare  $(x_1, y_1)$  und  $(x_2, y_2)$  pro Laserdiodenmodule (Abb. 18). Da 3 Laserdioden benutzt wurden, ergaben sich insgesamt 6 Wertepaare. Jedes Laserdioden-Modul ergab dann aus diesen Wertepaare nach der Formeln

$$x = \frac{(x_2-x_1)}{(x_2+x_1)} \times \frac{Lx}{2} \quad \text{und} \quad y = \frac{(y_2-y_1)}{(y_2+y_1)} \times \frac{Ly}{2}$$

L= Kantenlänge des PSD = 10 mm (bei Typ 2L 10\_CP6)

einen intern verrechneten x- und y-Wert. Pro Laserdioden-Modul wurden während eines Messvorgangs 200 x- und y-Messwerte erfasst.

***Laser 1->x1, y1---600 Messwerte bei 3 Messvorgange pro Patient***

***Laser 2-> x2, y2---600 Messwerte bei 3 Messvorgange pro Patient***

***Laser 3-> x3, y3---600 Messwerte bei 3 Messvorgange pro Patient***

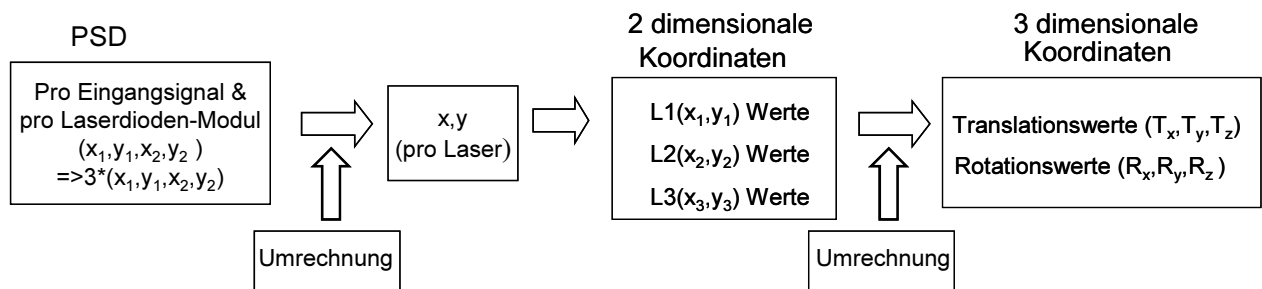
Aus jedem dieser Werten wurden mit Hilfe der Software [54] dreidimensionale Translations- und Rotationskoordinaten ermittelt.

Translation ->  $T_x, T_y, T_z$  (in mm)

Rotation ->  $R_x, R_y, R_z$  (in Winkelgrad)

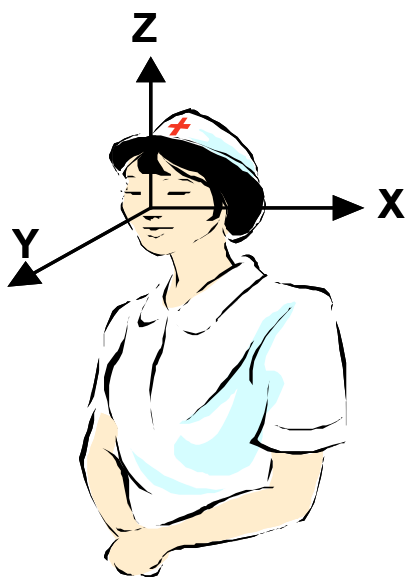
Jedes dieses Wertepaare (Translation und Rotation) wird hier als Vektorsatz bezeichnet.

Ein Vektorsatz besteht so aus einem T-Vektor ( $T_x, T_y, T_z$ ) und einem R-Vektor ( $R_x, R_y, R_z$ ) welche die 3 dimensionalen Koordinaten repräsentiert.



**Abbildung 23 : Ermittlung der Messwerte**

Pro Patient wurden insgesamt 600 Vektorsätze (200 Vektorsätze x 3 Versuche) für die Analyse erfasst. Es wurden pro Patient 2,400 Vektorsätze ermittelt. Dieser Vorgang wurde auf 45 Patienten angewendet und ergab so eine Datenmenge von 108,000 Vektorsätzen. Diese Daten wurden zur Analyse der motorischen Unruhe des Kopfes angewendet.



**Abbildung 24 : Ausrichtung des Patienten während des Messvorgangs mit dem Kephlostaten**

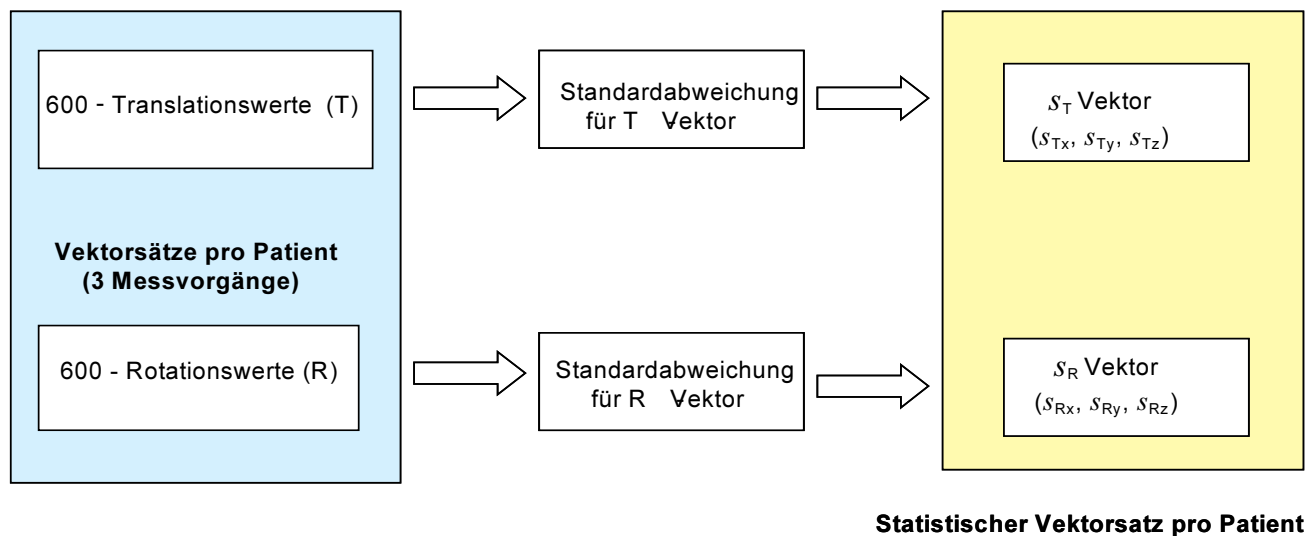
Bei dem Versuch (Abb. 24) mit Kephalostat in stehender und sitzender Position (STEMK, SITMK) wurde der Kopf in X Richtung von beiden Seiten mit Hilfe von zwei Ohroliven gestützt. In Y-Richtung wurde nur eine Nasenstütze verwendet.

#### **4.4 Auswertung der gemessenen Daten**

Mittels der erfassten Messwerte wurden Mittelwerte und Standardabweichungen für jeden der Vektoren festgestellt. Als Maß für die motorische Unruhe wurde die Standardabweichung berechnet. Die Standardabweichungen wurden mit Hilfe des SPSS 12 Software Programm miteinander verglichen und auf eine Normalverteilung der Werte überprüft. Die Unterschiede der Messergebnisse aus allen vier Registrierungen wurden mittels des Student's T-Tests für verbundene Stichproben auf Signifikanz geprüft.

## 4.5 Statistische Analyse

Aus den gemessenen 600 Vektorsätzen pro Proband wurden die Standardabweichungen in jeder Richtung berechnet. Diese Werte werden hier als SA-Vektor bezeichnet.



**Abbildung 25 : Berechnung der Analysewerte**

Aus 600 Vektorsätzen wurde dann 1 statistischer Vektorsatz (Standardabweichung) pro Patient wie folgt berechnet:

für Translationskoordinaten

$$s_{Ta} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{600} (Ta(i) - \bar{x}_{Ta})^2}{599}} \quad \forall a \in \{x, y, z\}$$

und für Rotationskoordinaten

$$s_{Ra} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{600} (Ra(i) - \bar{x}_{Ra})^2}{599}} \quad \forall a \in \{x, y, z\}$$

Statistischer Vektorsatz für Patient ,p':

$$V_p = \{ s_p \} = \{ (s_T, s_R) \}$$

Insgesamt wurden 45 Vektorsätze von 45 Probanden ermittelt. Diese Daten wurden zur Analyse der motorischen Unruhe des Kopfes angewendet

Die Normalverteilung unterstellt eine symmetrische Verteilungsform in Form einer Glocke, bei der sich die Werte der Zufallsvariablen in der Mitte der Verteilung konzentrieren und mit größerem Abstand zur Mitte immer seltener auftreten. Die Anwendung zahlreicher Verfahren, setzt voraus, dass deren Werte normalverteilt sind. Bei der Überprüfung auf Normalverteilung kommt Kolmogorov – Smirnov – Test (KS - Test) zur Anwendung.

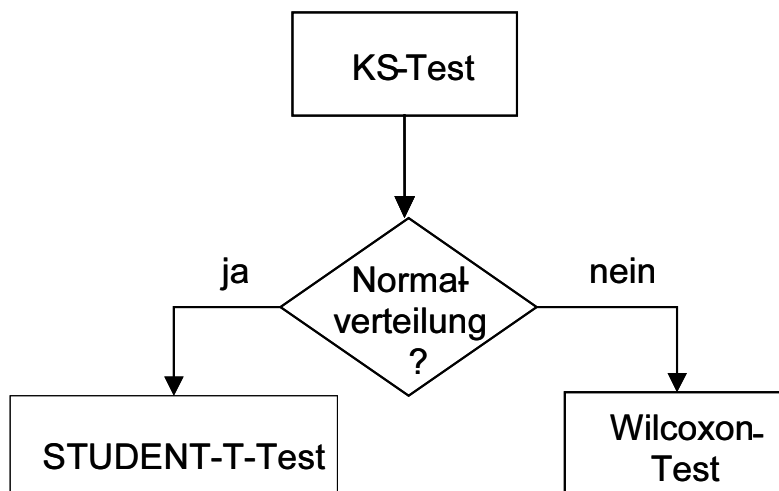


Abbildung 26 : Vorgehensweise bei der Analyse

## 4.6 Kolmogorov–Smirnov–Test

Mit diesem Test lässt sich die Verteilung einer Variablen auf Normalverteilung überprüfen. Bei  $p$  (Irrtumswahrscheinlichkeit)  $<0,05$ . besteht eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung.

Irrtumswahrscheinlichkeit (p)	Bedeutung	Symbolisierung
$p > 0.05$	Nicht signifikant	ns
$P \leq 0.05$	signifikant	*
$P \leq 0.01$	sehr signifikant	**
$P \leq 0.001$	höchst signifikant	***

KS-Test hat in dieser Studie gezeigt (Abb. 27), dass die Daten normalverteilt ( $p > 0.05$ ) sind, welches eine Voraussetzung für einen T-Test ist. (Abb. 26).

#### **4.7 Student's T-Test**

Es werden die Erwartungswerte von 2 verbundenen, normalverteilten SITMK, SITOK, STEMK. STEOK Proben verglichen, die jeweils am selben Patienten gemessen wurden. Die Hypothesen lauten:

$H_0 : \mu(\text{SITMK/OK}) = \mu(\text{STEMK/OK}) \Rightarrow$  d.h. es gibt keinen Unterschied der Erwartungswerte in der motorischen Unruhe mit oder ohne Kepahlostat.

$H_1 : \mu(\text{SITMK/OK}) \neq \mu(\text{STEMK/OK}) \Rightarrow$  d.h. es gibt einen Unterschied der Erwartungswerte in der motorischen Unruhe mit oder ohne Kepahlostat.

(zweiseitige Fragestellung)

Beim Vergleich der Standardabweichungen von SITMK; SITOK; STEMK; STEOK mit dem Programm SPSS, wurde der  $p$ -Wert errechnet. Der  $p$ -Wert gibt an, auf welchem Niveau sich ein signifikantes Ergebnis eingestellt hätte, wenn man unter der zweiseitigen Fragestellung ein statistisches Testverfahren durchgeführt hätte. Bei einem 5%-Niveau für  $p > 0,05$  ergibt sich keine Signifikanz, d.h.  $H_0$  wird nicht verworfen.



## 5. Ergebnisse

### 5.1 Ergebnisse des KS-Tests

	Standardabweichung	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)
SITMK_Tx	2,00	,867
SITOK_Tx	2,23	,875
STEMK_Tx	2,05	,960
STEOK_Tx	1,95	,255
SITMK_Ty	2,21	,565
SITOK_Ty	1,68	,989
STEMK_Ty	1,69	,999
STEOK_Ty	1,36	,768
SITMK_Tz	1,69	,568
SITOK_Tz	1,68	,532
STEMK_Tz	1,65	,962
STEOK_Tz	1,64	,196
SITMK_Rx	,047	,279
SITOK_Rx	,043	,792
STEMK_Rx	,044	,894
STEOK_Rx	,039	,473
SITMK_Ry	,04	,594
SITOK_Ry	,05	,268
STEMK_Ry	,05	,691
STEOK_Ry	,04	,301
SITMK_Rz	,06	,106
SITOK_Rz	,07	,447
STEMK_Rz	,04	,264
STEOK_Rz	,05	,093

a)Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

*Abbildung 27 : Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest zur Überprüfung der Normalverteilung*

### 5.2 Ergebnisse des T-tests

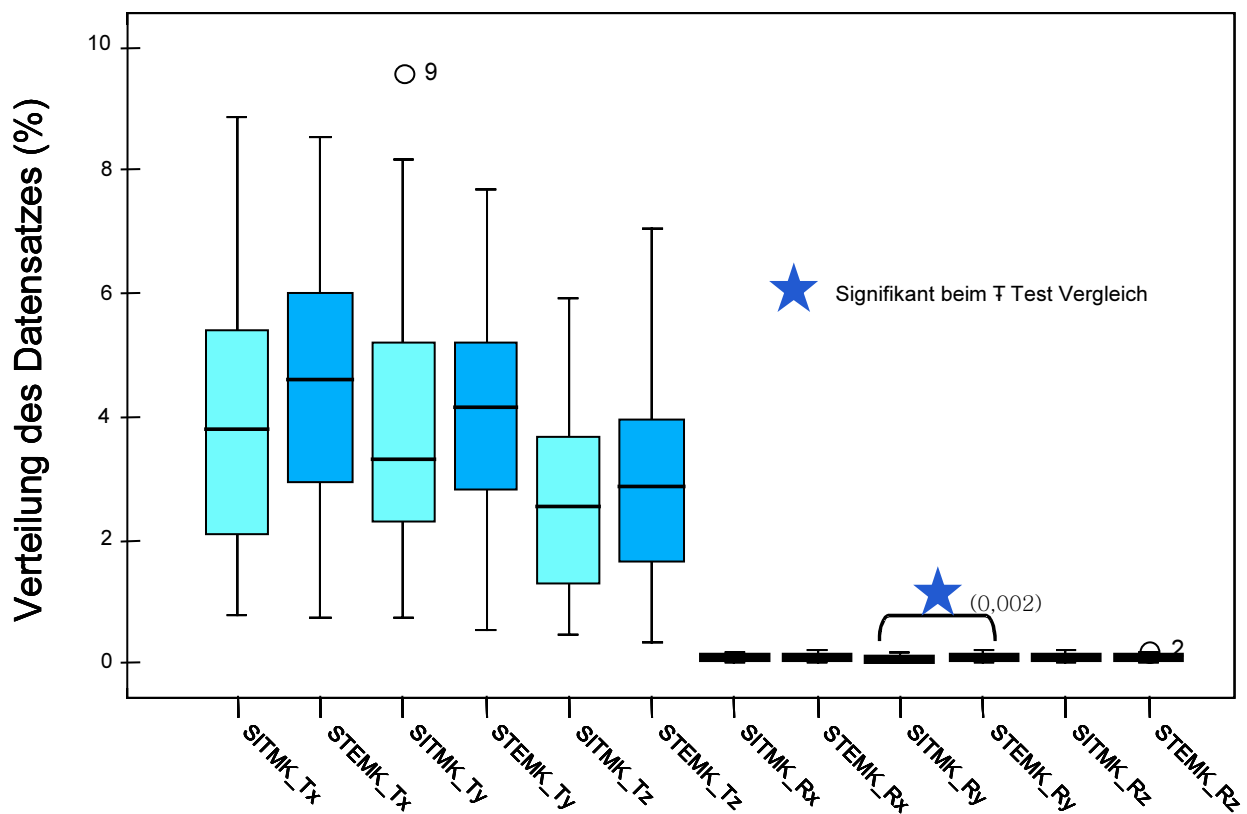
		Sig.(2seitig)
(Tx)	SITMK-STEMK	,028
(Ty)	SITMK-STEMK	,608
(Tz)	SITMK-STEMK	,174
(Rx)	SITMK-STEMK	,069
(Ry)	SITMK-STEMK	,002
(Rz)	SITMK-STEMK	,838

(Tx)	SITOK-STEOK	,265
(Ty)	SITOK-STEOK	,477
(Tz)	SITOK-STEOK	,531
(Rx)	SITOK-STEOK	,615
(Ry)	SITOK-STEOK	,306
(Rz)	SITOK-STEOK	,559
(Tx)	SITMK-SITOK	,336
(Ty)	SITMK-SITOK	,245
(Tz)	SITMK-SITOK	,634
(Rx)	SITMK-SITOK	,380
(Ry)	SITMK-SITOK	,288
(Rz)	SITMK-SITOK	,223
(Tx)	STEMK-STEOK	,056
(Ty)	STEMK-STEOK	,091
(Tz)	STEMK-STEOK	,023
(Rx)	STEMK-STEOK	,018
(Ry)	STEMK-STEOK	,008
(Rz)	STEMK-STEOK	,438
(Tx)	SITMK-STEOK	,865
(Ty)	SITMK-STEOK	,541
(Tz)	SITMK-STEOK	,324
(Rx)	SITMK-STEOK	,747
(Ry)	SITMK-STEOK	,893
(Rz)	SITMK-STEOK	,625
(Tx)	SITOK-STEMK	,171
(Ty)	SITOK-STEMK	,042
(Tz)	SITOK-STEMK	,065
(Rx)	SITOK-STEMK	,006
(Ry)	SITOK-STEMK	,026
(Rz)	SITOK-STEMK	,136

## 5.3 Boxplots

### 5.3.1. Vergleich zwischen SITMK und STEMK

Hier wurde der Einfluss der Position mit dem Kephalostat auf das FRS in stehender und sitzender Position (SITMK, STEMK) mit Hilfe des optoelektronischen Messsystems [54] untersucht. Das folgende Bild zeigt die Zusammenfassung der Ergebnisse anhand von Boxplots.



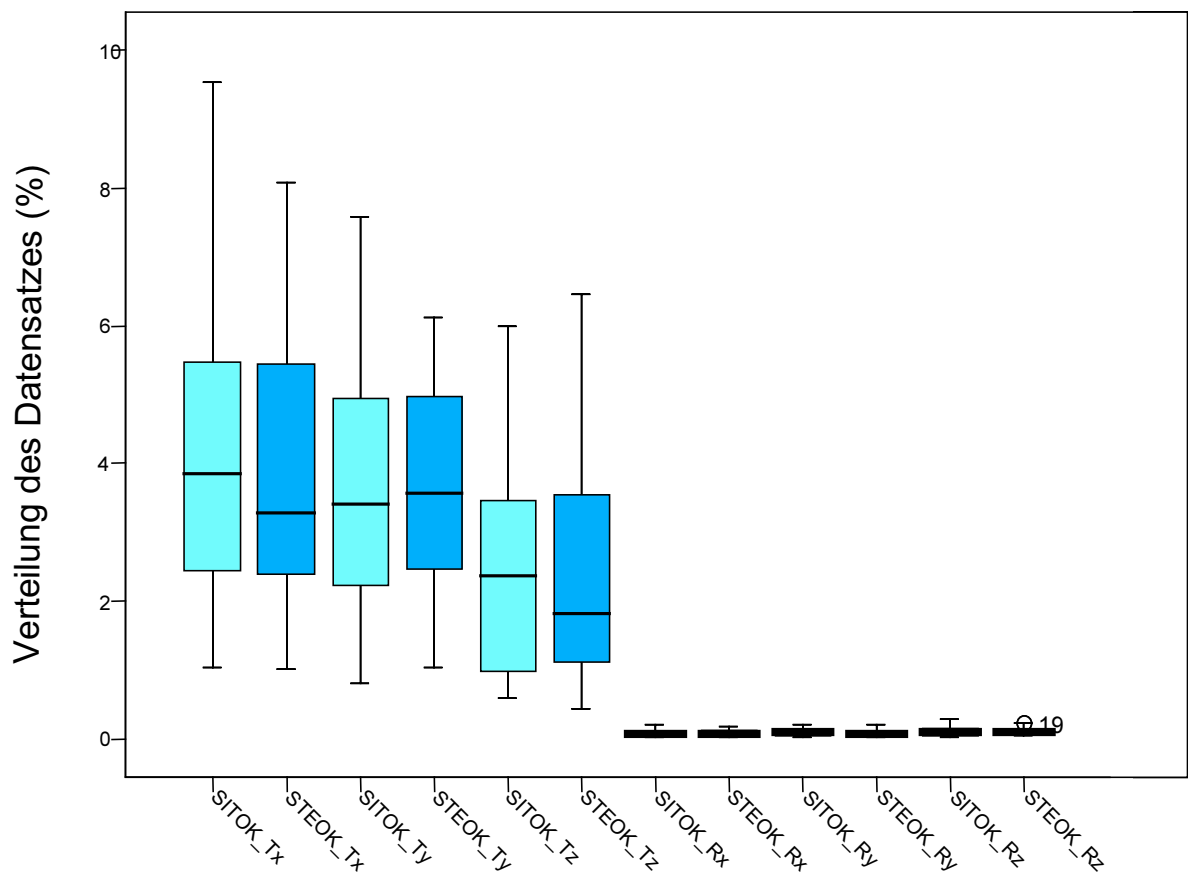
**Abbildung 28 : Vergleich der Translations- und Rotationsbewegungen (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in der sitzenden und stehenden Position mit Kephalostat (n=45). Die Box zeigt den Median und die 75 und 25 Prozentanteile an, die Whiskers zeigen das Minimum und das Maximum an. Es gibt einen Ausreißer bei SITMK\_Ty, STEMK\_Rz.**

Wie in Abb. 28 ersichtlich, ist die Translationsbewegungen beim STEMK\_Tx, STEMK\_Ty, STEMK\_Tz im Vergleich zu im SITMK\_Tx, SITMK\_Ty, SITMK\_Tz leicht erhöht. Die Rotationsbewegung ist geringer. Der statistische T-Test, Vergleich der sitzenden und stehenden Position mit dem Kephalostat (SITMK\_STEMK), weist (bei

$p < 0,05$ ) eine statistische Signifikanz nur bei  $R_y$  auf. Bei dem Versuch wurde der Kopf in der X- Achse von beiden Seiten mit Hilfe von zwei Ohroliven gestützt. In der Y –Achse wurde nur eine Nasenstütze verwendet (Abb. 24 ).

### 5.3.2. Vergleich zwischen SITOK und STEOK

Hier wurde der Einfluss der Position ohne Kephalostat auf das FRS in sitzender und stehender Position (SITOK, STEOK) untersucht. Das folgende Bild zeigt die Zusammenfassung der Ergebnisse anhand von Box-Whiskersplots.



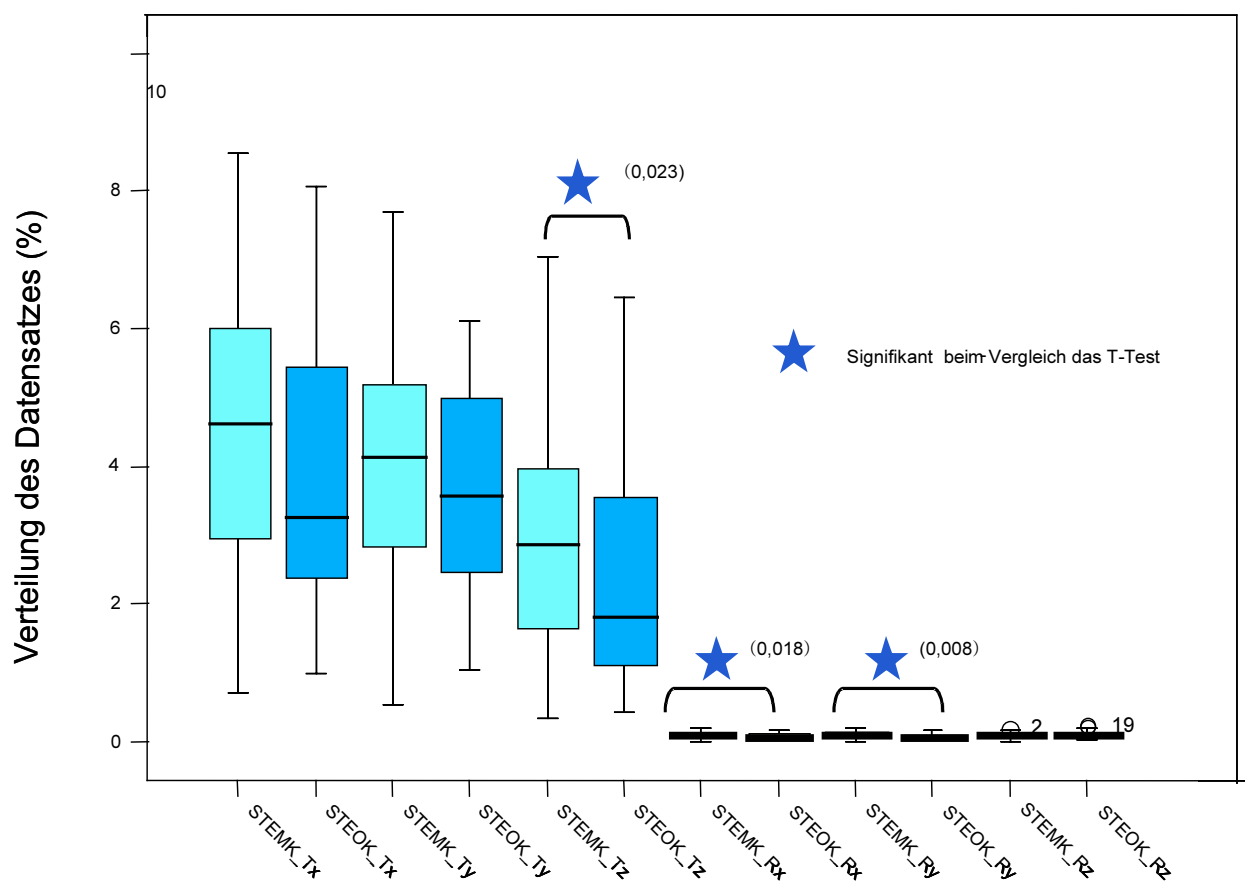
**Abbildung 29 : Vergleich der Translations- und Rotationsbewegungen (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in sitzender und stehender Position ohne Kephalostat (n=45). Es gibt einen Ausreißer bei STEOK\_Rz.**

Wie in der Abb. 29 feststellbar, ist die Translationsbewegung beim SITOK\_Tx, STEOK\_Ty, SITOK\_Tz im Vergleich zu im STEOK\_Tx, SITOK\_Ty, STEOK\_Tz leicht erhöht. Die Rotationsbewegung ist geringer. Der T-Test zum Vergleich von SITOK

und STEOK weist (bei  $p < 0,05$ ) keine statistische Signifikanz auf. Bei diesem Versuch wurde der Kopf des Patienten in sitzender und stehender Position nicht mit dem Kephalostat unterstützt. Der Patient wurde hier gebeten, seine natürliche Kopfposition einzuhalten.

### 5.3.3. Vergleich zwischen STEMK und STEOK

Hier wurde der Einfluss der Position mit und ohne Kephalostat auf das FRS in stehender Position (STEMK, STEOK) untersucht. Das folgende Bild zeigt die Zusammenfassung der Ergebnisse.



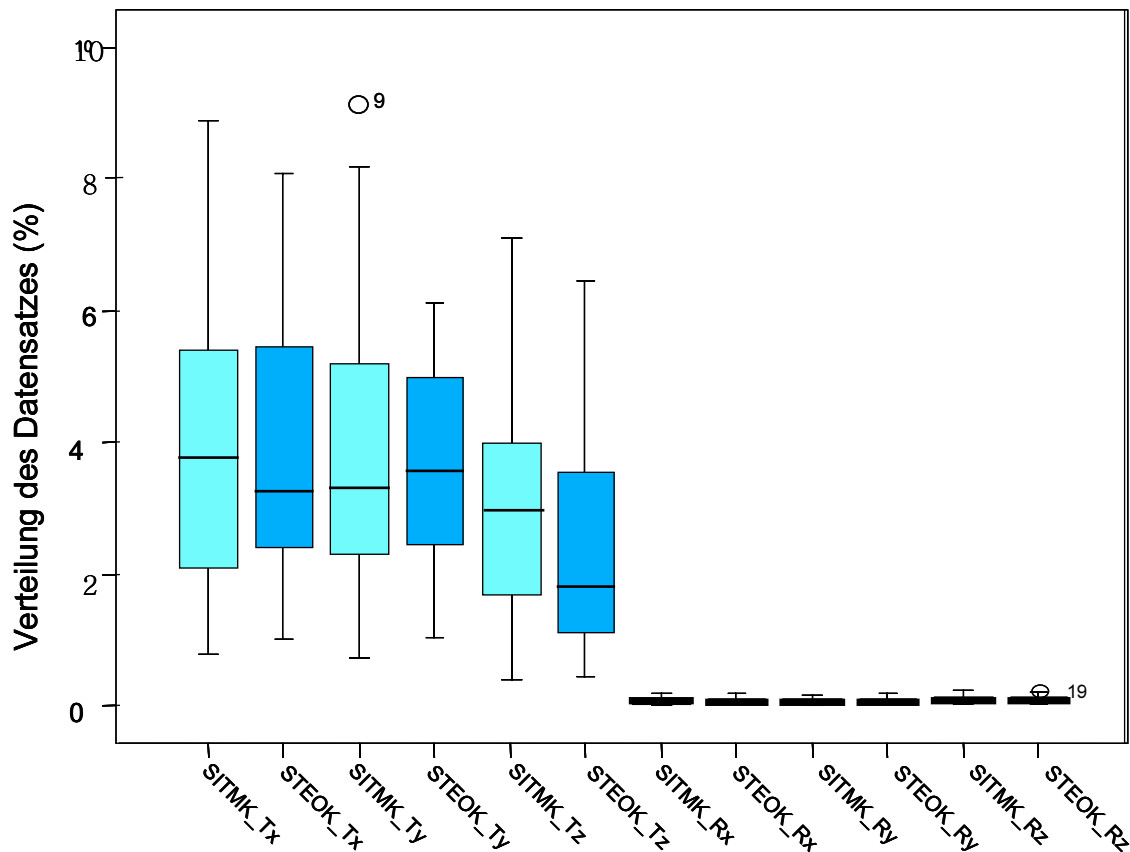
**Abbildung 30 :** Vergleich der Translations- und Rotations- bewegungen (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in stehender Position mit und ohne Kephalostat (n=45). Es gibt einen Ausreißer bei STEMK\_Rz, STEOK\_Rz.

Wie in Abb. 30 zeigt, ist die Translationsbewegung beim STEMK\_Tx, STEMK\_Ty, STEMK\_Tz im Vergleich zu STEOK\_Tx, STEOK\_Ty, STEOK\_Tz leicht erhöht. Die

Rotationsbewegung ist geringer. Der T-Test zum Vergleich von STEMK und STEOK weist (bei  $p < 0,05$ ) eine statistische Signifikanz bei Tz, Rx, Ry, auf.

### 5.3.4. Vergleich zwischen SITMK und STEOK

Hier wurde der Einfluss der Position mit Kephlostat in sitzender Position auf das FRS und ohne Kephlostat auf stehender Position (SITMK, STEOK) untersucht.

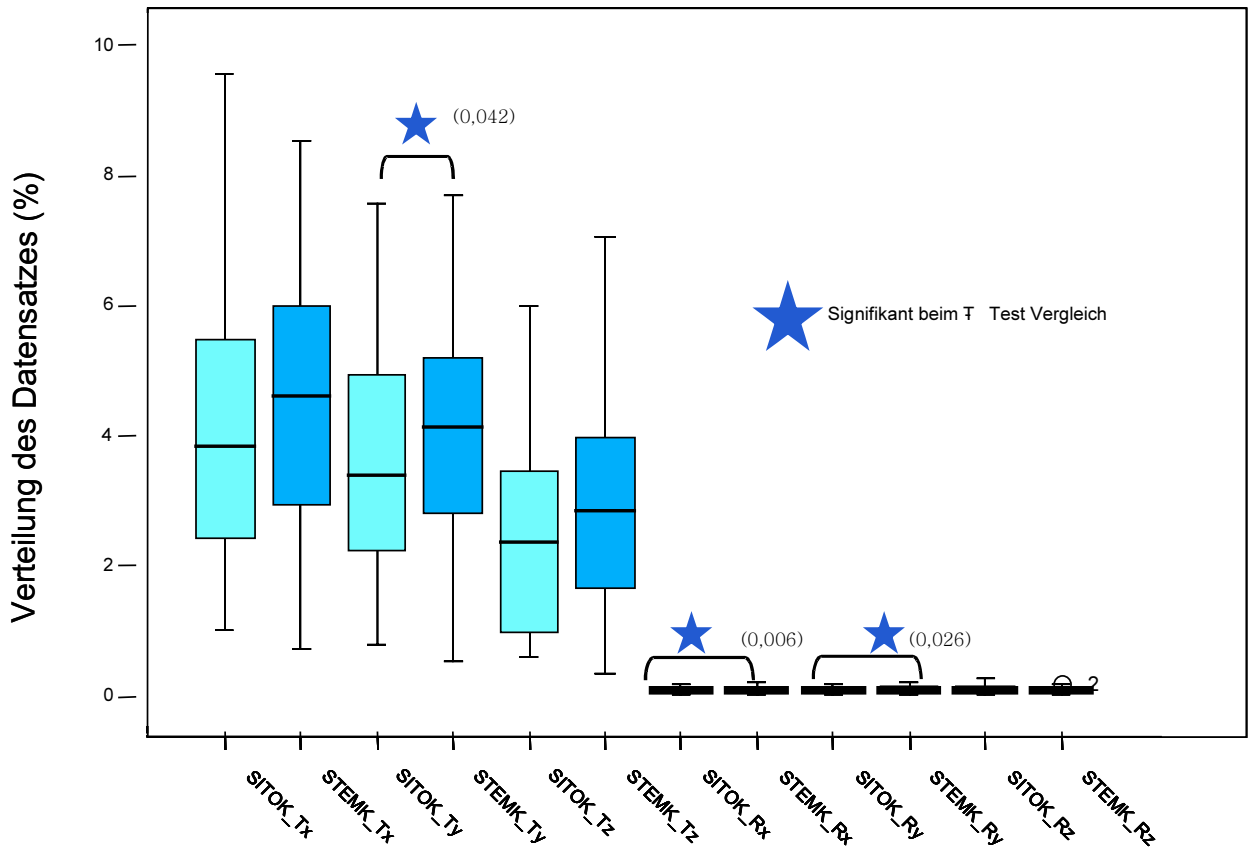


**Abbildung 31 : Vergleich von Translations- und Rotationsbewegungen (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in sitzender Position mit dem Kephlostat und in stehenden Position ohne Kephlostat (n=45). Es gibt einen Ausreißer bei SITMK\_Ty, STEOK\_Rz.**

Wie in der Abb. 31 ersichtlich, ist die Translationsbewegung beim SITMK\_Tx, STEOK\_Ty, SITMK\_Tz im Vergleich zu STEOK\_Tx, SITMK\_Ty, STEOK\_Tz leicht erhöht. Die Rotationsbewegung ist geringer. Der T-Test zum Vergleich von SITMK und STEOK weist (bei  $p < 0,05$ ) keine statistische Signifikanz auf. Der Patient hat in der STEOK Position seine natürliche Kopfposition eingenommen.

### 5.3.5. Vergleich zwischen SITOK und STEMK

Hier wurde der Einfluss der Position mit dem Kephaloostat in stehender Position und ohne Kephaloostat in sitzender Position (SITOK, STEMK) auf das FRS untersucht.

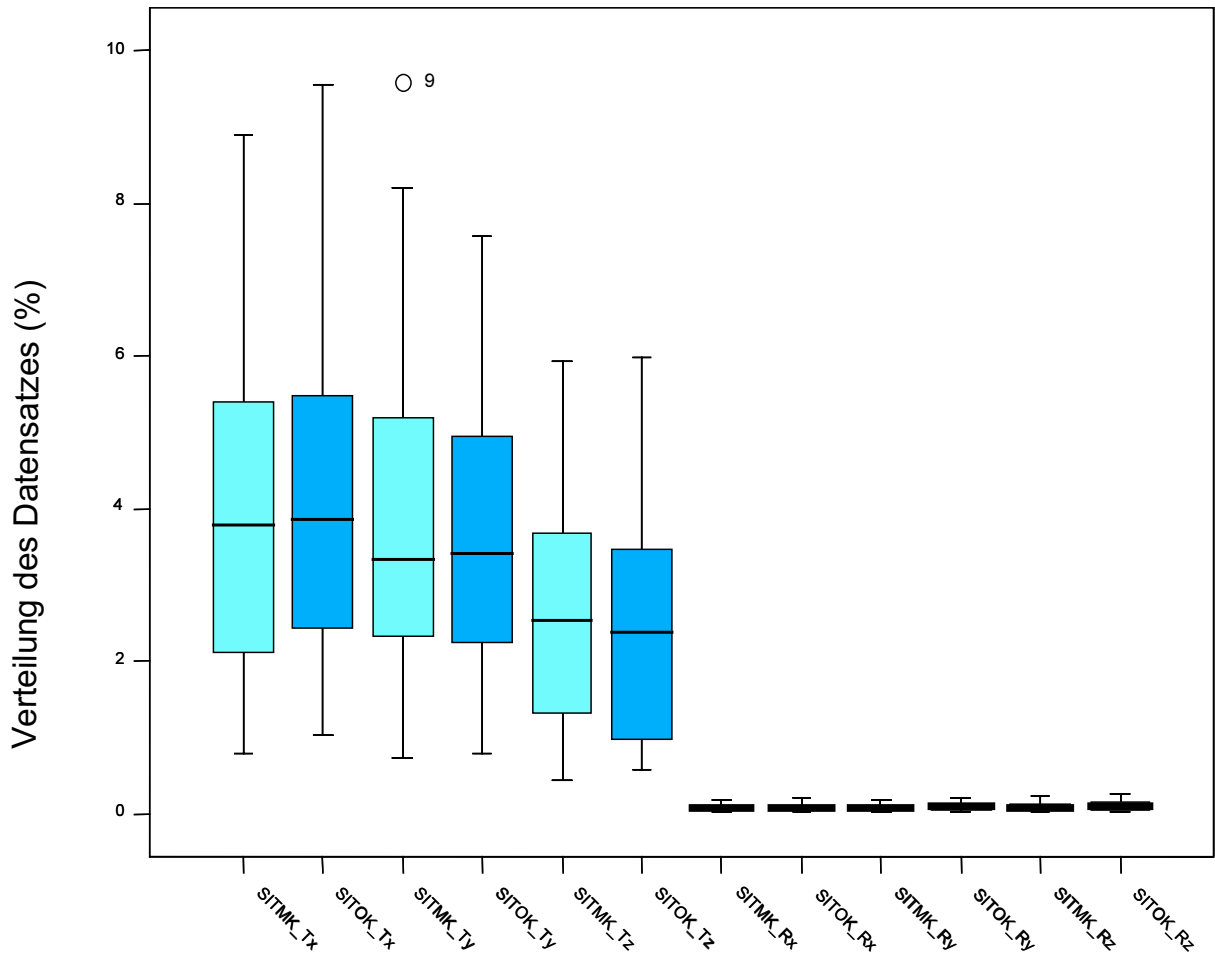


**Abbildung 32 : Vergleich von Translations- und Rotationsbewegungen der Vektorsätze (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in sitzender Position ohne den Kephalostaten und in stehender Position mit dem Kephalostaten (n=45). Es gibt einen Ausreißer bei STEMK\_Rz.**

Wie in der Abb. 32 ersichtlich, sind die Translationsbewegungen beim STEMK\_Tx, STEMK\_Ty, STEMK\_Tz im Vergleich zu im SITOK\_Tx, SITOK\_Ty, SITOK\_Tz leicht erhöht. Die Rotationsbewegungen stellen sich geringer dar. Der T-Test zum Vergleich von SITOK und STEMK weist (bei  $p < 0,05$ ) eine statistische Signifikanz bei Ty, Rx und Ry auf.

### 5.3.6. Vergleich zwischen SITMK und SITOK

Hier wurde der Einfluss der Position mit und ohne Kephalostat auf das FRS in sitzender Position (SITMK, SITOK) untersucht.



**Abbildung 33 :** Vergleich von Translations- und Rotationsbewegungen (Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz) in der sitzenden Position mit und ohne Kephalostat (n=45). Es gibt einen Ausreißer bei SITMK\_Ty.

Wie in Abb. 33 zu sehen, ist der Unterschied in den Translations- und den Rotationsbewegungen in der sitzenden Position mit und ohne Kephalostat nicht so groß. Entsprechend ergibt T-Test zum Vergleich von SITMK und SITOK weist (bei  $p < 0,05$ ) keine statistische Signifikanz auf. Es bedeutet, es gibt keinen Unterschied, ob der Patient mit oder ohne Fixierung durch den Kephalostaten sitzt.



## 6. Diskussion

Unwillkürliche Kopfbewegungen des Menschen in allen Ebenen des Raumes während der FRS Aufnahme entweder in sitzender oder stehender Position können kephalographische Messungen beeinflussen [54].

Auch bei Verwendung eines Kephalostaten kann der Kopf in eine fehlerhafte Position gebracht werden, und er kann sich im Kephalostaten drehen. Durch Verzicht auf den Kephalostaten besteht jedoch eine erhöhte Verwackelungsgefahr. Diese motorische Unruhe beeinflusst die Lage der Messpunkte und auch die Bildqualität. Um dieses Problem zu untersuchen, wurden in den letzten Jahren eine Vielzahl von Methoden (Tng et al. [58], Mori et al. [38], Malkoc et al. [34]) entwickelt.

Carlsöö und Leijon (1960) Fromm und Lundberg (1970), und Solow et al. (1971) haben die NHP beim stehenden und sitzenden Patienten untersucht [52]. Solow et al. fanden eine Standardabweichung von  $5,2^\circ$  in der stehenden Position [52]. Carlsöö und Leijon, Fromm und Lundberg haben eine Standardabweichung von  $3,4^\circ$ - $7,6^\circ$  in der Sitzposition festgestellt [52].

Bei der Literaturrecherche gibt es bis jetzt keinen Anhaltspunkt dafür, dass die motorische Unruhe des Schädels über die gesamte Aufnahmedauer einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme für alle Ebenen des Raumes in der stehenden und sitzenden Position mit und ohne Kephalostat *in-vivo* untersucht worden ist. Dies überrascht durchaus, da die Gültigkeit der Technik beeinflusst werden könnte.

Sommer [54] hat erstmals die Bewegungen des Kopfes während einer simulierten digitalen FRS Aufnahme in der stehenden Position mit einem Kephalostaten in allen Ebenen des Raumes drei-dimensional aufgezeichnet und festgestellt, dass die

motorischen Unruhe des Kopfs als unwillkürliche Bewegung des Patienten einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Lage der kephalometrischen Messpunkte und die kephalometrischen Messwerte ausübt.

In dieser vorliegenden experimentelle Studie wurde untersucht, ob die motorische Unruhe davon abhängt, ob der Patient während der Aufnahme sitzt oder steht und ob ein Kephaloostat verwendet wurde.

## **6.1 Fehlerquellen des Messverfahrens**

In der natürlichen Kopfposition sollte der Patient ohne Zuhilfenahme eines Kephaloostaten eine ungezwungene, „natürliche“ Kopfhaltung einnehmen. Schnelle, korrekte und wiederholbare Aufnahmen in der natürlichen Kopfposition fordern gut ausgebildete Kliniker und geduldige Patienten. Dieses ist ein Nachteil der natürlichen Kopf-Position ohne Kephaloostat (SITOK, STEOK) bei der FRS Aufnahme. Dieses Verfahren hat in dieser Studie mehr Zeit in Anspruch genommen, als die herkömmliche Methode. Dieses Problem bestand insbesondere während der Anfangsphase der Studie und reduzierte sich mit der Erfahrung der Untersucherin. Dieses Problem könnte besonders bei Kindern eine Rolle spielen und zu einer motorischen Unruhe führen.

Ein zweites Problem war die Stabilität der Hebebühne. Nach einer gewissen Messdauer fing sie jeweils an, sich abzusenken und musste in der Höhe korrigiert werden, was eine Unruhe der Probanden verursachte. Dieses Problem könnte die Genauigkeit der Prozedur (in der sitzenden Position) in gewissem Maß beeinträchtigt haben. Hier kann statt einer Hebebühne ein stabiler Stuhl mit zusätzlicher Stütze für eine bessere Fixierung des Hinterkopfes und des Rückens sorgen, welcher eine

Neigung und Rotation des Kopfes zur Seite gut kontrollieren lässt und somit ein besseres Ergebnis bringt.

Das Eigengewicht der Laserkrone und der Kabelverbindungen wurde von einigen Probanden als störend empfunden und könnte ebenfalls zu veränderten Kopfbewegungen geführt haben könnte.

## **6.2 Schlussfolgerungen**

Wenngleich die motorische Unruhe des Kopfes in stehender Position ohne Kephalostat (STEOK) im Vergleich zu den anderen Positionen kleiner war, war der Unterschied so gering, dass man den Einsatz aller Positionen im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung als unproblematisch ansehen kann.

Welche Methode nun im klinischen Einsatz verwendet werden sollte, hängt von den individuellen Gegebenheiten und der Bequemlichkeit ab. Bei Kindern, denen es schwer fällt, den Kopf während der ganzen Aufnahmezeit ruhig zu halten, kann der Einsatz eines Kephalostaten entweder in sitzender oder stehender Position vorteilhaft sein. Die meisten Probanden, die an dieser Studie teilgenommen haben, haben auf Nachfrage angegeben, dass sie den Kephalostaten als störend empfanden und Messung ohne den Kephalostaten bevorzugt hätten. In dieser Studie erweist sich stehende Position ohne Kephalostat bei den Erwachsenen als vorteilhaft und kann als Mittel der Wahl angesehen werden.

## **6.3 Ausblick**

In dieser vorliegenden Studie war es möglich, die unwillkürlichen Bewegungen des Schädels während der FRS–Aufnahme in sitzender und stehender Position für alle Ebenen des Raumes aufzuzeichnen. Kinder werden Schwierigkeiten haben sich zu

konzentrieren und den Kopf während der ganzen Aufnahmezeit entsprechend ruhig zu halten. Bei der natürlichen Kopfhaltung müssen sich die Kinder deutlich anstrengen um den Kopf ruhig zu halten. In Zukunft sollte deswegen an Kindern untersucht werden, ob die vorliegenden Ergebnisse deutlich abweichen.

## 7. Zusammenfassung

Ein Kephalostat gewährleistet eine möglichst genaue und reproduzierbare Positionierung des Kopfes im Strahlengang. Auch bei Verwendung eines Kephalostaten kann der Kopf des Patienten innerhalb Kephalostat unbewusst bewegt werden. Diese geringgradige motorische Unruhe beeinflusst die Position der kephalometrischen Messpunkte auf dem Röntgenbild und führt gleichzeitig zu unscharfen Bildern. Eine direkte digitale Fernröntgenaufnahme auf CCD-Basis hat viele Vorteile. Leider dauert der Abtastungsprozess viel länger als bei einer herkömmlichen Röntgenaufnahme, so dass eine Verwacklungsmöglichkeit mit dem Risiko von Messfehlern besteht. Ein optoelektronisches System wurde in dieser Studie zur berührungslosen Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes in allen drei Ebenen des Raumes während der digitalen Fernröntgenaufnahme verwendet. Das Ziel dieser Studie war es, die motorische Unruhe des Kopfes in allen Ebenen des Raumes während einer digitalen Fernröntgenaufnahme aufzuzeichnen. Dabei sollte untersucht werden, ob die Fixierung des Kopfes in einem Kephalostaten vorteilhaft ist und ob eine geringere motorische Unruhe bei sitzenden statt stehenden Patienten zu erzielen ist.

Bei dieser vorliegenden Studie haben die verschiedenen Verfahren gezeigt dass nur ein vernachlässigbarer Unterschied der ermittelten Messwerte beim sitzenden oder stehenden Patienten mit und ohne Kephalostaten bestand. Die geringe statistische Signifikanz, welche bei einigen Vektorensätzen zu sehen ist, reicht nicht aus, um eindeutig feststellen zu können, dass eine sitzende Position besser als eine stehende Position oder umgekehrt ist.

Es konnte nachgewiesen werden, dass sich eine gewisse Unruhe beim Probanden mit und ohne Kephalostaten in der sitzenden und stehenden Position registrieren

lässt. Beim Vergleich der Standardabweichungen zeigt sich fast überall bei der stehenden Position ohne Kephalostaten eine geringere Standardabweichung als bei den anderen Positionen. Diese Ergebnisse zeigen, dass eine stehende Position ohne einen Kephalostaten für den Praxisalltag eine realisierbare Aufnahmemöglichkeit bei Erwachsenen ist.

## 8. Literatur

- [1] Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U: The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthodont* 8 (1986), 141-148.
- [2] Benz C, Mouyen F: RadioVisioGraphie: Ein System zur filmlosen Anfertigung intraoraler Zahnröntgenaufnahmen. *Dtsch Zahnärztl Z* 44 (1989), 177-179.
- [3] Blanc M, Garattini G, Moruzzi E: Lateral Teleradiography of the skull: the effect of head positioning on cephalometric measurements. An experimental phantom study. *Radiol Med* 94 (1997), 302-307.
- [4] Blanc M, Nessi R, Paruccini N, Castellana L: Valutazioni dosimetriche nella radiologia odontoiatrica: sistema digitale con fosfori fotostimolabili e traadizionale a confronto. *Radiol Med* 89 (1995), 319-323.
- [5] Brennan J: An Introduction to digital radiography in Dentistry. *J Orthod.* 29 (2002), 66-69.
- [6] Broadbent, BH: A New X-ray Technique and its Application to Orthodontia. *Angle Orthod* (1981), 93-114.
- [7] Burstone CJ, James RB, Legan L, Murphy GA, Norton LA: Cephalometrics for orthognathic Surgery. *J Oral Surg* 36 (1978), 269-277.
- [8] Calderazzi A, Palla L, Battolla L, Caramella D, Barbieri L: Digital radiology with storage phosphors in cephalometric study in orthodontics. *Radiol Med* 84 (1992), 216-220.
- [9] Cole S C: Natural head position, posture, and prognathism. *Br J Orthod* 15 (1988), 227–233.
- [10] Cooke MS, Wei SHY: A summary five-factor cephalometric analysis based on natural head posture and the true horizontal. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 93 (1988), 213–223.

- [11] Cooke MS, Wei SHY: The reproducibility of natural head posture: a methodological study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 93 (1988), 280-288.
- [12] Doll G M, Zentner A, Krummenauer F, Gärtner H: Reliability und Validity of the Digigraph R100 in Orthodontic Diagnosis. *Fortschr Kieferorthop* 62 (2001), 116-132.
- [13] Downs WB: The role of cephalometrics in orthodontic case analysis and diagnosis. *Am J Orthod.* 38 (1952), 162–182.
- [14] Downs WB: Analysis of dento-facial profile. *Angle Orthod* 26 (1956), 191–212.
- [15] Drescher D: Fernröntgenanalyse: Praxis der Zahnheilkunde, Kieferorthopädie I. Bd. 11/1. 4. Auflage. Urban & Fischer, München 2000, 261-291.
- [16] Enlow DH, Hans MG: *Essentials of Facial Growth*. Saunders, Philadelphia 1996, 259–260.
- [17] Feuer D: The value of the PM reference line for estimating natural head position. *Angle Orthod* 44 (1974), 189–193.
- [18] Finlay LM: Craniometry and Cephalometry: A History Prior to the Advent of Radiography. *Angle Orthod* 50 (1980), 312–321
- [19] Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG: Reproducibility of Cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor – displayed images obtained by the storage phosphor technique, *Eur J Orthod* 20 (1998), 331-340.
- [20] Gijbels F, Bou Serhal C, Willems G, Bosmans H, Sanderink G, Persoons M, Jacobs R: Diagnostic yield of conventional and digital cephalometric images: a human cadaver study. *Dentomaxillofac Radiol* 30 (2001), 101-105.
- [21] Gravely JF, Benzies PM: The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod* 11(1984), 44–48.



- [22] Hayashi T, Nakamura Y, Takeda T, Miyakawa M, Katoh K: Accuracy Verification of a PSD-equipped camera-based photostereometric system developed for measuring cranial movements in six degrees of freedom. *Frontiers Med Biol Engng* 7 (1996), 189-205.
- [23] Hayashi T, Kurokawa M, Miyakawa M, Aizawa T, Kanaki A, Saitoh A, Ishioka K: A high-resolution line sensor-based photostereometric system for measuring jaw movements in six degrees of freedom. *Frontiers Med Biol Engng* 6 (1994), 171-186.
- [24] Hecht E: *Optik*. 3. Auflage. Oldenburg, München 2001.
- [25] Hofrath H: Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr Orthodont* 1 (1931), 232-258.
- [26] Huysmans MCD, Hintze H, Wenzel A: Effect of exposure time on in vitro caries diagnosis using the Digora system. *Eur J Oral Sci* 105 (1997), 15-20.
- [27] Jäger W, Döler V, Bockermann N, Steinhöfel RJ, Radlanski: Anwendung digitaler Bildverarbeitungstechniken in der Kephalmetrie. *Dtsch Zahnärztl Z* 44 (1989), 184-186.
- [28] Lim KF, Foong KWC: Phosphor-stimulated Computed Cephalometry: Reliability of Landmark Identification. *Br J Orthod* 24, (1997), 301–308.
- [29] Lundström F, Lebert LML, Moorrees CFA: Natural head Position and natural head orientation: basic considerations in cephalometric analysis and research. *Eur J Orthod* 17 (1995), 111-120.
- [30] Lundström A: Intercranial reference lines versus the true horizontal as a basis for cephalometric analysis. *Eur J of Orthod* 13 (1991), 167–168.
- [31] Lundström A, Lundström F: The Frankfurt horizontal as a basis for cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107 (1995), 537-540.
- [32] Lundström F, Lundström A: Natural head position as a basis for cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101 (1992), 244–247 .

- [33] Macri V, Wenzel A: Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms. *Eur J Orthod* 15 (1993), 137–148.
- [34] Malkoc Siddik, Sari Z, Usumez S, Koyuturk AE: The effect of head rotation on cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 27 (2005), 315–321.
- [35] May Y, Lin J, Fu X: The development of CCD (Charged couple Device) scan x-ray cephalometric analysis system, *Chung Hua Kou Chiang Hseuh Tsa Chih* 30 (1995), 116-119.
- [36] Mohr F: Triangulationssensor, Fa. Spindler&Hoyer. (2002), 1-16.
- [37] Moorrees CF, Kean MR: Natural head position, a basic consideration in the interpretation of cephalometric radiographs. *Am J Phys Anthop* 16 (1958), 213–234.
- [38] Mori Y, Miyajima T, Minami K, Sakuda M: An Accurate Three-dimensional Cephalometric System: A Solution for the Correction of Cephalic Malpositioning. *J Orthod* 28 (2001), 143-149.
- [39] Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, et al.: Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 68 (1989), 238-242.
- [40] Nagasaka S, Fujimura T, and Segoshi K: Development of a non-radiographic cephalometric system. *Eur J Orthod* 25 (2003), 77-85.
- [41] Näslund EB, Kruger M, Petersson A, Hansen K: Analysis of low dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 27 (1998), 136-139.
- [42] Orhan M, Goyence YB: Determination of natural head position with "Target on the mirror " Technique [Thesis]. Selçuk University Health Sciences Institute (1996).
- [43] Pasler FA: *Zahnärztliche Radiologie*. 4. Auflage. Thieme, Stuttgart 2003.

- [44] Pasler FA, Visser H in: Rateischak KH, Wolf HF(Hrsg): Farbatlantent der Zahnmedizin, Band 5 Zahnmedizinische Radiologie. 2. Auflage. Thieme, Stuttgart 2000.
- [45] Preston CB, Evans WG, Todres JI: The relationship between ortho head posture and head posture measured during walking. Am J Orthod 111 (1997), 283–287.
- [46] Proffit WR, Fields HW: Contemporary orthodontics. Mosby-Wolfe, St. Louis (1986),138-156.
- [47] Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie. Band I. 3. Auflage. Quintessenz, Berlin 2000.
- [48] Segner, D, Hasund A: Individualisierte Kephalmetrie. Hansa, Hamburg 1998.
- [49] Seki K, Okano T: Exposure reduction in cephalography with a digital phosphostimulable phosphor imaging system. Dentomaxillofac Radiol 22 (1993), 127-130.
- [50] Siersbaek-Nielsen S, Solow B: Intra- and interexaminer variability in head posture recorded by dental auxiliaries. Am J Orthod 82 (1982), 50-57.
- [51] Solow B, Tallgren A: Dentoalveolar morphology in relation to craniocervical posture. Angle Orthod 47 (1977), 157-164.
- [52] Solow B, Tallgren A: Natural head position in standing subjects. Acta Odont Scand 29 (1971), 591-607.
- [53] Schwenger N, Grimm G: Allgemeine Chirurgie, Entzündungen, Mundschleimhautrekrankungen, Röntgenologie. Band 1., 2. Auflage. Thieme, Stuttgart 1988.
- [54] Sommer T: Aufbau eines optoelektronischen Messsystems zur Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes während einer digitalen Fernröntgenseitenbild-Aufnahme. Med Diss, Heinrich-Heine Universität, Düsseldorf, 2004.

- [55] Spitzer WJ, Bringer T: Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer-Gesichtschirurgie 4 (2000), 270-277.
- [56] Stephen G. Lipson ,Henry S. Lipson ,David S. Tannhauser: Optik: 1. Auflage. Springer, Berlin Oktober 1997.
- [57] Tateno Y, Linuma T, Takano M: Computed Radiography. Springer, Tokyo 1987.
- [58] Tng TH., Chan TCK, .Cooke MS, Hägg U: Effekt of head posture on cephalometric sagittal angular measures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 104 (1993), 337-341.
- [59] Üsümez S, Orhan M: Inclimometer method for recording and transferring natural head position in cephalometrics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 120 (2001), 664-670.
- [60] Visser H, Rödiger T, Hermann KP: Dose Reduction by Direct-Digital cephalometric Radiography. Angle Orthod 71 (2001), 159-163.
- [61] Weise Walter: Kiefer orthopädische Kombinationstherapie- Möglichkeiten und Grenzen der Behandlung mit Platten und Aktivatoren. Urban & Schwarzenberg, München 1992.
- [62] Wenzel A: Influence on computerized information technologies on image quality in dental radiographs. Med Diss, Aarhus. Dan Dent J (1991), 527-559.
- [63] Wenzel A, Fejerskov O, Kidd E, Joyston-Bechal S, Groeneveld A Depth of occlusal caries assessed clinically, by conventional film radiographs, and by digitized, processed radiographs. Caries Res 24 (1990), 327-333.
- [64] Wenzel A, Verdonschot WH, Truin GJ, König KG. Accuracy of visual inspection, fiber-optic transillumination, and various radiographic image modalities for the detection of occlusal caries in extracted non-cavitated teeth. J Dent Res 71 (1992), 1934-1937.
- [65] Yoshiura K, Kawazu T, Chikui T, Tatsumi M, Tokumori K, Tanaka T, Kanda S. Assessment of image quality in dental radiography, part 2: optimum

exposure conditions for detection of small mass changes in 6 intra-oral radiography systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 87 (1999), 123-129.

- [66] Yoon YJ, Kim KS, Hwang MS, Kim HJ, Choi EH, Kim KW: Effect of Head Rotation on Lateral Cephalometric Radiographs *Angle Orthod* 71 (2001), 396–403.

## 9. Anhang

### 9.1 Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest zur Überprüfung der Normalverteilung

	SITMK_Tx	SITOK_Tx	STEMK_Tx	STEOK_Tx
N	45	45	45	45
Parameter der Mittelwert Normalverteilung(a,b)	3,94656	4,2840	4,657	3,88
Standardabweichung	<b>2,00023</b>	<b>2,2317</b>	<b>2,047</b>	<b>1,947</b>
Extremste Differenzen Absolut	,089	,088	,075	,151
Positiv	,089	,088	,075	,151
Negativ	-,074	-,072	-,074	-,071
Kolmogorov-Smirnov-Z	,598	,592	,506	1,014
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,867</b>	<b>,875</b>	<b>,960</b>	<b>,255</b>
	SITMK_Ty	SITOK_Ty	STEMK_Ty	STEOK_Ty
N	45	45	45	45
Parameter der Mittelwert Normalverteilung(a,b)	3,910260	3,526953	4,092942	3,70622
Standardabweichung	<b>2,21228</b>	<b>1,6856</b>	<b>1,695899</b>	<b>1,369667</b>
Extremste Differenzen Absolut	,117	,067	,054	,099
Positiv	,117	,061	,054	,085
Negativ	-,076	-,067	-,048	-,099
Kolmogorov-Smirnov-Z	,787	,446	,363	,665
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,565</b>	<b>,989</b>	<b>,999</b>	<b>,768</b>
	SITMK_Tz	SITOK_Tz	STEMK_Tz	STEOK_Tz
N	45	45	45	45
Parameter der Mittelwert Normalverteilung(a,b)	2,6554	2,560	2,94963	2,42190
Standardabweichung	<b>1,57925</b>	<b>1,68477</b>	<b>1,65833</b>	<b>1,59407</b>
Extremste Differenzen Absolut	,117	,120	,075	,161
Positiv	,117	,116	,075	,161

	Negativ	-,081	-,120	-,057	-,106
	Kolmogorov-Smirnov-Z	,786	,808	,503	1,077
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,568</b>	<b>,532</b>	<b>,962</b>	<b>,196</b>
		SITMK_Rx	SITOK_Rx	STEMK_Rx	STEOK_Rx
N		45	45	45	45
Parameter	der Mittelwert	,0786	,07319	,091	,076
Normalverteilung(a,b)					
	Standardabweichung	<b>,0472</b>	<b>,043</b>	<b>,0435</b>	<b>,039</b>
Extremste Differenzen	Absolut	,148	,097	,086	,126
	Positiv	,148	,097	,084	,126
	Negativ	-,103	-,093	-,086	-,080
	Kolmogorov-Smirnov-Z	,991	,650	,577	,845
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,279</b>	<b>,792</b>	<b>,894</b>	<b>,473</b>
		SITMK_Ry	SITOK_Ry	STEMK_Ry	STEOK_Ry
N		45	45	45	45
Parameter	der Mittelwert	,0771	,0835	,096	,0761
Normalverteilung(a,b)					
	Standardabweichung	<b>,0433</b>	<b>,048</b>	<b>,0479</b>	<b>,043</b>
Extremste Differenzen	Absolut	,115	,149	,106	,145
	Positiv	,115	,149	,106	,145
	Negativ	-,084	-,089	-,074	-,108
	Kolmogorov-Smirnov-Z	,770	1,002	,712	,972
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,594</b>	<b>,268</b>	<b>,691</b>	<b>,301</b>
		SITMK_Rz	SITOK_Rz	STEMK_Rz	STEOK_Rz
N		45	45	45	45
Parameter	der Mittelwert	,09742	,110247	,095717	,10332
Normalverteilung(a,b)					
	Standardabweichung	<b>,057576</b>	<b>,065969</b>	<b>,0408</b>	<b>,05191</b>
Extremste Differenzen	Absolut	,181	,129	,150	,185
	Positiv	,181	,129	,150	,185
	Negativ	-,090	-,097	-,071	-,096
	Kolmogorov-Smirnov-Z	1,213	,862	1,006	1,238
	Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	<b>,106</b>	<b>,447</b>	<b>,264</b>	<b>,093</b>

a) Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b) Aus den Daten berechnet.

Ein KS Test hat gezeigt, dass die Daten normal verteilt sind, was eine Voraussetzung für einen T-Test ist.

## 9.2 T-Test (45 Probanden)

		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig.(2s) eitig	
		Mittelwert	<u>Standard- abweichung</u>	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
(Tx)	SITMK-STEMK	-,7110466	<b><u>2,094</u></b>	,312111	-1,3400	-,0820	-2,278	44	<b><u>,028</u></b>
(Ty)	SITMK-STEMK	-,1826817	<b><u>2,369</u></b>	,353177	-,89446	,52910	-,517	44	<b><u>,608</u></b>
(Tz)	SITMK-STEMK	-,2942079	<b><u>1,429</u></b>	,213037	-,72355	,13514	-1,381	44	<b><u>,174</u></b>
(Rx)	SITMK-STEMK	-,0125497	<b><u>,0452</u></b>	,006740	-,02613	,00103	-1,862	44	<b><u>,069</u></b>
(Ry)	SITMK-STEMK	-,0189443	<b><u>,0388</u></b>	,005784	-,03060	-,0072	-3,275	44	<b><u>,002</u></b>
(Rz)	SITMK-STEMK	,00171153	<b><u>,0559</u></b>	,008332	-,01508	,01850	,205	44	<b><u>,838</u></b>
(Tx)	SITOK-STEOK	,394756	<b><u>2,343</u></b>	,3492847	-,30918	1,0986	1,130	44	<b><u>,265</u></b>
(Ty)	SITOK-STEOK	-,180128	<b><u>1,684</u></b>	,2509719	-,68592	,32567	-,718	44	<b><u>,477</u></b>
(Tz)	SITOK-STEOK	,1381421	<b><u>1,467</u></b>	,2187352	-,30268	,57897	,632	44	<b><u>,531</u></b>
(Rx)	SITOK-STEOK	-,003062	<b><u>,0406</u></b>	,0060473	-,01525	,00912	-,506	44	<b><u>,615</u></b>
(Ry)	SITOK-STEOK	,0069929	<b><u>,0453</u></b>	,0067559	-,00662	,02060	1,035	44	<b><u>,306</u></b>
(Rz)	SITOK-STEOK	,006920	<b><u>,07889</u></b>	,0117601	-,01678	,03062	,588	44	<b><u>,559</u></b>
(Tx)	SITMK-SITOK	-,33813	<b><u>2,334</u></b>	,347922	-1,0393	,36305	-,972	44	<b><u>,336</u></b>
(Ty)	SITMK-SITOK	,38416	<b><u>2,186</u></b>	,32583	-,27250	1,0408	1,17	44	<b><u>,245</u></b>
(Tz)	SITMK-SITOK	,0953792	<b><u>1,335</u></b>	,19912	-,30593	,4966	,479	44	<b><u>,634</u></b>
(Rx)	SITMK-SITOK	,005480	<b><u>,0415</u></b>	,00618	-,00698	,01794	,886	44	<b><u>,380</u></b>
(Ry)	SITMK-SITOK	-,0060460	<b><u>,0377</u></b>	,005623	-,01737	,00528	-1,07	44	<b><u>,288</u></b>
(Rz)	SITMK-SITOK	-,01281837	<b><u>,0696</u></b>	,0103722	-,03372	,0080	-1,23	44	<b><u>,223</u></b>
(Tx)	STEMK-STEOK	,7676657	<b><u>2,618</u></b>	,3903332	-,01899	1,5543	1,967	44	<b><u>,056</u></b>
(Ty)	STEMK-STEOK	,38671	<b><u>1,502</u></b>	,2238660	-,06445	,83789	1,727	44	<b><u>,091</u></b>
(Tz)	STEMK-STEOK	,5277	<b><u>1,499</u></b>	,2235006	,077293	,97816	2,361	44	<b><u>,023</u></b>
(Rx)	STEMK-STEOK	,0149674	<b><u>,0409</u></b>	,0061091	,002655	,02727	2,450	44	<b><u>,018</u></b>
(Ry)	STEMK-STEOK	,0198912	<b><u>,0479</u></b>	,0071501	,005480	,03430	2,782	44	<b><u>,008</u></b>
(Rz)	STEMK-STEOK	-,00760	<b><u>,0653</u></b>	,0097321	-,027223	,01200	-,782	44	<b><u>,438</u></b>
(Tx)	SITMK-STEOK	,05661	<b><u>2,228</u></b>	,3321662	-,612	,72605	,170	44	<b><u>,865</u></b>
(Ty)	SITMK-STEOK	,20403	<b><u>2,222</u></b>	,3313051	-,4636	,87173	,616	44	<b><u>,541</u></b>
(Tz)	SITMK-STEOK	,2335214	<b><u>1,572</u></b>	,23427	-,2387	,7056	,997	44	<b><u>,324</u></b>



(Rx)	SITMK-STEOK	,002417	<b>,0499</b>	,0074356	-,0127	,01740	,325	44	<b>,747</b>
(Ry)	SITMK-STEOK	,000946	<b>,0469</b>	,0069938	-,0138	,01504	,135	44	<b>,893</b>
(Rz)	SITMK-STEOK	-,00589	<b>,0803</b>	,0119775	-,0307	,01824	-,49	44	<b>,625</b>
(Tx)	SITOK-STEMK	-,3729	<b>1,798</b>	,268040	-,9131	,16729	-1,391	44	<b>,171</b>
(Ty)	SITOK-STEMK	-,566	<b>1,813</b>	,27024	-1,111	-,02219	-2,098	44	<b>,042</b>
(Tz)	SITOK-STEMK	-,3895	<b>1,379</b>	,20567	-,8041	,0249	-1,894	44	<b>,065</b>
(Rx)	SITOK-STEMK	-,0187	<b>,0417</b>	,006213	-,0305	-,00550	-2,902	44	<b>,006</b>
(Ry)	SITOK-STEMK	-1111	<b>,0374</b>	,0055	-,0241	-,00166	-2,311	44	<b>,026</b>
(Rz)	SITOK-STEMK	,01452	<b>,0642</b>	,0095751	-,0047	,033823	1,517	44	<b>,136</b>

### 9.3 Übersicht der berechneten Standardabweichung bei 45

#### Probanden

Variable	Anzahl der Messverlauf	N (Probanden)	Mittelwert	Standardabweichung Jetzige Studie	Signifikanz ( $p < 0,05$ )
SITMK_Tx	3	45	3,96	<b>2,00</b>	0,867
SITOK_Tx	3	45	4,28	<b>2,23</b>	0,875
STEMK_Tx	3	45	4,65	<b>2,05</b>	0,960
STEOK_Tx	3	45	3,88	<b>1,95</b>	0,255

SITMK_Ty	3	45	3,91	<b>2,21</b>	0,565
SITOK_Ty	3	45	3,52	<b>1,68</b>	0,989
STEMK_Ty	3	45	4,09	<b>1,69</b>	0,999
STEOK_Ty	3	45	3,70	<b>1,36</b>	0,768

SITMK_Tz	3	45	2,56	<b>1,69</b>	0,568
SITOK_Tz	3	45	2,56	<b>1,68</b>	0,532
STEMK_Tz	3	45	2,94	<b>1,65</b>	0,962
STEOK_Tz	3	45	2,42	<b>1,64</b>	0,196

SITMK_Rx	3	45	0,078	<b>0,047</b>	0,279
SITOK_Rx	3	45	0,073	<b>0,043</b>	0,792
STEMK_Rx	3	45	0,091	<b>0,043</b>	0,894
STEOK_Rx	3	45	0,076	<b>0,039</b>	0,473

SITMK_Ry	3	45	0,07	<b>0,04</b>	0,594
SITOK_Ry	3	45	0,83	<b>0,05</b>	0,268
STEMK_Ry	3	45	0,09	<b>0,05</b>	0,691
STEOK_Ry	3	45	0,76	<b>0,04</b>	0,301

SITMK_Rz	3	45	0,09	<b>0,06</b>	0,106
SITOK_Rz	3	45	0,11	<b>0,07</b>	0,447
STEMK_Rz	3	45	0,095	<b>0,04</b>	0,264
STEOK_Rz	3	45	0,103	<b>0,05</b>	0,093

**Abbildung 34 : Tabelle über die Standardabweichung bei 45 Probanden. Signifikanz Level:  $p < 5\%$**

## 10. Abkürzungen.

1.	CCD	Charge coupled device
2.	CT	Computertomographie
3	FRS	Fernröntgenseitenaufnahme
4.	KS-Test	Kolmogorov-Smirnov Test
5	NHP	Natural Head Position
6.	OPG	Orthopantomogramm
7.	PSD	Position sensitive device (Positionsempfindlicher Detektor)
8	SITMK	Sitzend mit Kephalostat
9.	SITOK	Sitzend ohne Kephalostat
10.	STEMK	Stehend mit Kephalostat
11.	STEOK	Stehend ohne Kephalostat
12.	TEM-Modi	Transversale elektromagnetische Modi

## 11. Danksagung

Herrn Professor Dr. D. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, möchte ich für die Überlassung des Themas, engagierte Betreuung, sowie für die freundliche Unterstützung bei der Abfassung meiner Dissertation danken.

Besonderer Dank gebührt auch Dr. Künzel, der mit seinen kritischen fachkundigen Korrekturen und mit gründlicher Durchsicht der Arbeit viel zu den entscheidenden Verbesserungen an der Struktur der Arbeit beigetragen hat.

Weiterhin Dank ich auch Herrn Uwe Gieske, dafür, dass er mir mit Rat und Tat zur Seite stand und unermüdlich beim Korrekturlesen der Arbeit half.

Meinem Familienfreund Dr. Koorra danke ich für die schnelle und gründliche Einführung in die Statistik.

Nicht zuletzt möchte ich mich auch bei meinen Eltern für die Unterstützung, bei meiner Schwester Dr. Mamata für ihre Motivation und ihren Glauben an meine Fähigkeiten, meinem Mann Sreenivas und ganz besonders bei meiner Tochter Anidampurva, denen ich dieser Dissertation widmen möchte, für die moralische Unterstützung und Verständnis, nicht nur während meines Zahnmedizin-Studiums, bedanken.

## 12. Lebenslauf

### Persönliche Angaben

Name, Vorname: Ravipati, Samatha.  
Geburtsdatum: 06.05.1973  
Geburtsort: Tenali, Indien  
Wohnort: Volmerswerther Straße 76  
40221 Düsseldorf

### Schulische Ausbildung

1990 Schulabschluss – 12. Klasse (Intermediate Examination)

### Akademische Ausbildung

1990—1992 Vorbereitung zur Aufnahmeprüfung zum Studium der Zahnmedizin

1992—1997 Studium des Bachelor of Dental Surgery (B.D.S), Bangalore Institute of Dental Sciences, Bangalore University, Bangalore

1997—1998 Praktisches Jahr, Bangalore Institute of Dental Sciences. Bangalore, Indien.

1998—1999 Assistent-Ärztin im „Duhita Multispeciality Dental Centre“, Vijayawada, Indien.

1999—2000 Besuch der Deutschsprachkurse für ausländische StudienbewerberInnen an der Universität Paderborn

2001—2002 Studium der Zahnmedizin an der Philipps - Universität Marburg (ein Semester)

2002—2006 Studium der Zahnmedizin an der Heinrich Heine Universität Düsseldorf

2006 Staatsexamen Zahnmedizin

01.04.2007—heute Assistent-Zahnärztin  
Zahnärztliche Gemeinschaftspraxis  
Dr. Röser / Krückel,  
Voerde

## 13. Abstract

### DIE MOTORISCHE UNRUHE WÄHREND DIGITALER FERNRÖNTGENSEITENBILD-AUFNAHMEN

Verfasst von: Samatha Ravipati

Ein Kephalostat gewährleistet eine möglichst genaue und reproduzierbare Positionierung des Kopfes im Strahlengang. Auch bei Verwendung eines Kephalostaten kann der Kopf des Patienten innerhalb Kephalostat unbewusst bewegt werden. Diese geringgradige motorische Unruhe beeinflusst die Position der kephalometrischen Messpunkte auf dem Röntgenbild und führt gleichzeitig zu unscharfen Bildern. Eine direkte digitale Fernröntgenaufnahme auf CCD-Basis hat viele Vorteile. Leider dauert der Abtastungsprozess viel länger als bei einer herkömmlichen Röntgenaufnahme, so dass eine Verwacklungsmöglichkeit mit dem Risiko von Messfehlern besteht. Ein optoelektronisches System wurde in dieser Studie zur berührungslosen Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes in allen drei Ebenen des Raumes während der digitalen Fernröntgenaufnahme verwendet. Das Ziel dieser Studie war es, die motorische Unruhe des Kopfes in allen Ebenen des Raumes während einer digitalen Fernröntgenaufnahme aufzuzeichnen. Dabei sollte untersucht werden, ob die Fixierung des Kopfes in einem Kephalostaten vorteilhaft ist und ob eine geringere motorische Unruhe bei sitzenden statt stehenden Patienten zu erzielen ist.

Die vorliegende Studie konnte zeigen, dass nur ein vernachlässigbarer Unterschied der ermittelten Messwerte beim sitzenden oder stehenden Patienten mit und ohne Kephalostaten bestand. Die geringe statistische Signifikanz, die bei einigen Vektorensätzen zu sehen ist, reicht nicht aus, um eindeutig feststellen zu können, dass eine sitzende Position günstiger als eine stehende Position oder umgekehrt ist. Es konnte nachgewiesen werden, dass sich eine gewisse Unruhe beim Probanden mit und ohne Kephalostaten in sitzender und stehender Position registrieren lässt. Beim Vergleich der Standardabweichungen zeigt sich fast überall bei der stehenden Position ohne Kephalostaten eine geringere Standardabweichung als bei den anderen Positionen. Diese Ergebnisse zeigen, dass eine stehende Position ohne einen Kephalostaten für den Praxisalltag eine realisierbare Aufnahmemöglichkeit bei Erwachsenen ist.

Uni.-Prof. Dr. D. Drescher