

DVT- und MSCT-gestützter Vergleich der Reproduzierbarkeit anatomischer Messpunkte – Eine In-vitro-Studie

DR. MED. DENT. JÜRGEN MEDELNIK¹, DR. MED. DENT. KLAUS HERTRICH¹,
DR. MED. DENT. STEFANIE STEINHÄUSER-ANDRESEN¹,
PROF. DR. MED. DENT. URSULA HIRSCHFELDER¹,
DR. MED. DENT. ELISABETH HOFMANN¹

1 Kieferorthopädie
Universitätsklinikum
Erlangen-Nürnberg,
Erlangen

ZUSAMMENFASSUNG

HINTERGRUND

Ziel dieser Studie war der Vergleich der Reproduzierbarkeit anatomischer Messpunkte und somit auch der Genauigkeit verschiedener dentaler Volumentomographen (DVT) und eines Mehrschicht-Spiral-Computertomographen (MSCT).

MATERIAL UND METHODIK

Von einem gefrorenem Leichenkopf wurden mit vier DVT-Geräten (Accuitomo 3D, 3D eXam, Pax Reve 3D, Pax Zenith 3D) und einem MSCT (SOMATOM Sensation 64) Volumenaufnahmen erstellt. Die dreidimensionale Rekonstruktion dieser Volumendatensätze und das Setzen der anthropometrischen Messpunkte ($n=11$) sowie lineare ($n=5$) und Winkelmessungen ($n=1$) wurden im Programm VoXim[®] 6.1 von drei Untersuchern zweimal im Abstand von 14 Tagen durchgeführt. Mittels deskriptiver Analyse wurde die Standardabweichung für die gesetzten Messpunkte ermittelt und diese innerhalb der unterschiedlichen Datensätze verglichen.

ERGEBNISSE

Die deskriptive Statistik zeigte deutliche Unterschiede für die einzelnen Punkte in den drei Achsen des Koordinatensystems. Aufgrund anatomisch-morphologischer Kriterien wiesen die Punkte Pogonion und Gnathion eine höhere Standardabweichung (SD_{DVT} Pog: 0,66–1,57 mm; SD_{MSCT} Pog: 0,14–1,09 mm; SD_{DVT} Gn: 1,05–1,77 mm; SD_{MSCT} Gn: 0,20–0,85 mm) und eine dementsprechend niedrigere Präzision in der Transversalen, aber eine niedrigere Standardabweichung in der Sagittalen und in der Vertikalen auf. Genion, Spina nasalis anterior und Infradentale zeigten eine sehr geringe Standardabweichung in allen drei Ebenen. Für die Strecke (Mfl–Mfr) und den Winkel (Krl–Krr–Ge) stellte sich die Standardabweichung

für das MSCT signifikant geringer dar als für die untersuchten DVTs (SD_{DVT} Krl – Krr – Ge: 0,51–0,75 mm; SD_{MSCT} Krl – Krr – Ge: 0,22 mm).

SCHLUSSFOLGERUNG

Die untersuchten DVT-Geräte eignen sich für die exakte dreidimensionale Vermessung anatomischer Strukturen und erfüllen alle Voraussetzungen für die 3D Kephalmetrie.

EINLEITUNG

Seit 1997 besteht alternativ zur Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT), die in ihrer Anwendung einem Radiologen vorenthalten ist, mit der dentalen Volumentomographie (DVT/CBCT) die Möglichkeit für den fachkundigen Zahnarzt oder Kieferorthopäden, dreidimensionale Volumenaufnahmen des Viszerokraniums zu erstellen. Das Haupteinsatzgebiet der DVT ist die Beurteilung von Hochkontraststrukturen im Gesichtsschädelbereich [14], wie schwere kraniofaziale Fehlbildungen, knöchernen Asymmetrien oder ektope Verlagerung von Zahnanlagen. Als Hauptvorteil der DVT wird häufig die vergleichsweise geringe Strahlenbelastung angeführt: So beträgt nach der ICRP 2007 [35] bei Wahl eines vergleichbaren Bildausschnitts (»field of view« FOV) die Strahlenbelastung der DVT 3–66% der effektiven Dosis einer vergleichbaren MSCT-Aufnahme [5, 19, 21, 25, 26, 29, 34] und liegt mehrere hundert mal über der Strahlenbelastung einer digitalen Panoramaschichtaufnahme oder eines digitalen seitlichen Fernröntgenseitenbildes [29]. Für die DVT liegt das räumliche Auflösungsvermögen im Submillimeterbereich. Folglich wird der Cone-Beam-Technologie eine hohe Dimensionstreue und Genauigkeit in der Abbildung knöcherner Strukturen attestiert [3, 13]. Die Differenzierung zwischen Hart- und Weichgewebe dagegen ist jedoch weiterhin als problematisch zu betrachten [8, 12, 14]. Da in früheren Untersuchungen kein Vergleich verschiedener Geräte bezüglich der Messpunkt-

SCHLÜSSELWÖRTER

- Mehrschicht-Spiral-Computertomographie (MSCT)
- Dentale Volumentomographie (DVT)
- Messpunktidentifikation
- Humaner Leichenkopf

reproduzierbarkeit erfolgte, wurde in der vorliegenden Studie anhand von im Programm VoXim® rekonstruierter 3D-Datensätze verschiedener DVT- und MSCT-Geräte die Präzision anatomischer Referenzpunkte beurteilt.

Weiterhin soll auf diesem Weg über einen Vergleich verschiedener Streckenmessungen innerhalb dieser Datensätze evaluiert werden, ob Verzerrungen oder Unschärfe in DVT-Aufnahmen die Messungen beeinträchtigen. Da die exakte verzerrungsfreie Darstellung medizinisch relevanter Bereiche Voraussetzung für eine aussagekräftige Beurteilung einer dreidimensionalen, wie auch einer – aus einer Volumenaufnahme generierten – zweidimensionalen Röntgenaufnahme, wie dem seitlichen Fernröntgenseitenbild – ist, besitzt diese Fragestellung große klinische Relevanz.

MATERIAL UND METHODIK

VERSUCHSKÖRPER

Für diese Studie wurde ein tiefgefrorener, nicht in Formalin gelagerter, weiblicher Leichenkopf kaukasischer Herkunft verwendet. Der Kopf wurde uns vom Institut für Anatomie I der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (Deutschland) zur Verfügung gestellt. Alle Aufnahmen (DVT- und MSCT-Scans) wurden an diesem Kopf in einem Zeitraum von vier Wochen angefertigt. Der Kopf wurde eingeschweißt und bei einer Temperatur von -18°C gelagert.

MEHRSCICHT-SPIRAL-COMPUTER-TOMOGRAPHIE (MSCT)

Die MSCT-Untersuchung erfolgte mit dem SOMATOM Sensation 64® (Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland), einem modernen 64-Zeiler Spiral-CT, unter Anwendung einer anatomiebasierten Dosismodulation (CARE Dose4D, Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland). Die Röhrenspannung betrug 120 kV, der Röhrenstrom effektive 90 mAS. Die Rotationszeit war 1,0 s, der Pitch 0,9. Das FOV betrug 183 mm. Der Kopf wurde so in einer Kopfschale gelagert, dass die Okklusionsebene in der Aufnahmeebene lag. Dies wurde mit dem Lichtvisier kontrolliert. Aus den Rohdaten der CT-Aufnahmen wurden zunächst im Knochenfenster (C/W: 700/4000) überlappende axiale Schnittbilder mit einer Schichtdicke von 0,75 mm und einem Inkrement von 0,4 mm mit einem kantenbetonten Rekonstruktionskern (H60) berechnet und im DICOM-Format gespeichert (Voxelgröße: 0,4 mm³).

DENTALE VOLUMENTOMOGRAPHIE (DVT)

In dieser Studie wurden die Geräte folgender Hersteller eingeschlossen: Accuitomo 3D (J. Morita Inc, Kyoto, Japan), 3D eXam (KaVo, Biberach, Deutschland), Pax Zenith 3D, Pax Reve 3D (beide Vatech, Gyeonggi-Do, Korea). Die radiologischen Untersuchungen wurden in den von den Herstellern empfohlenen Standardeinstellungen für eine ältere weibliche Person gefahren, wobei die von manchen Geräten angebotenen Programme zur

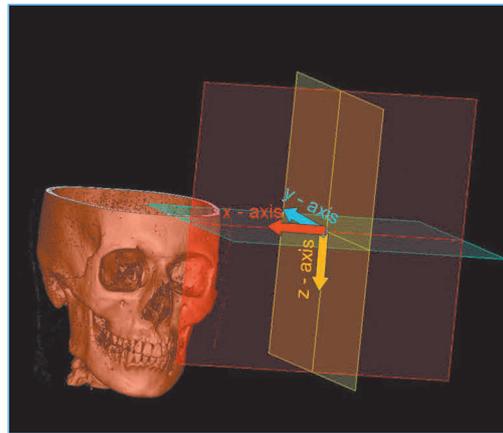
Tabelle 1

■ Übersicht über die Einstellungen der untersuchten dentalen Volumentomographen

System	Type	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	FOV (mm)	Scan time (sec)	Voxel size (mm)	Manufacturer
Accuitomo 3D	Flat panel detector	80	7	170×120	18	0.125 mm Isotropic	J. Morita Inc, Kyoto, Japan
3D eXam	Flat panel detector (aSi), size 20×25 cm	120	5	170×230	8.5	0.3 mm Isotropic	KaVo, Biberach, Germany
Pax Zenith 3D	CMOS flat panel detector	95	7.3	160×140	24	0.2 mm Isotropic	Vatech, Gyeonggi-Do, South Korea
Pax Reve 3D	CMOS flat panel detector	85	6.5	150×150	24	0.2 mm Isotropic	Vatech, Gyeonggi-Do, South Korea

Abbildung 1

■ Darstellung des aufnahmebedingten Koordinatensystems in VoXim® 6.1 mit den drei Raumachsen: x-, y- und z-Achse.



Reduktion von Metallartefakten nicht berücksichtigt wurden (**Tabelle 1**). Bei der Wahl der Scan-Parameter und der Durchführung der dreidimensionalen Volumenaufnahme wurden wir von fachkundigem Personal unterstützt. Da bei einigen, in diese Studie einbezogenen DVTs aufgrund des vom Hersteller festgelegten Untersuchungsfeldes (FOV) die vordere Gesichtshöhe des Schädels nicht komplett abgebildet werden konnte, beschränken sich die Messungen in dieser Studie auf den Bereich zwischen Processus coronoideus und Gnathion (**Abbildung 1**). Die Positionierung des Kopfes erfolgte mithilfe des Lichtvisiers mittig in der Median-Sagittalebene auf Höhe der Okklusionsebene.

DATENTRANSFER

Die DVT- und MSCT-Daten wurden im DICOM-Format abgespeichert und anschließend in die Auswertungssoftware VoXim® (IVS Solutions AG, Chemnitz, Deutschland) importiert. Die Bildmatrix bestand aus 512^2 Bildpunkten. Die Window-level-Sets wurden vor der Analyse für jeden Datensatz optimiert und während der gesamten Analyse nicht verändert, um identische Auswertungsbedingungen zu gewährleisten. Die Berechnung der 3D-Oberflächenrekonstruktion des Schädels und der Dentition erfolgte beim MSCT ausschließlich im harten Kern, bei den DVT-Datensätzen im vom Gerät kreierten Datensatz. Die Hounsfield-Ebene wurde schrittweise reduziert, wobei darauf geachtet wurde, dass der Knochen soweit als möglich von den bedeckenden Weichteilen befreit wurde, die grazen Knochenstrukturen wie Spina nasalis anterior aber dennoch möglichst vollständig dar-

gestellt wurden. Diese Einstellung erfolgte durch die drei Untersucher im Konsens für jeden Datensatz separat und wurde während des Auswertungsprozesses nicht mehr verändert.

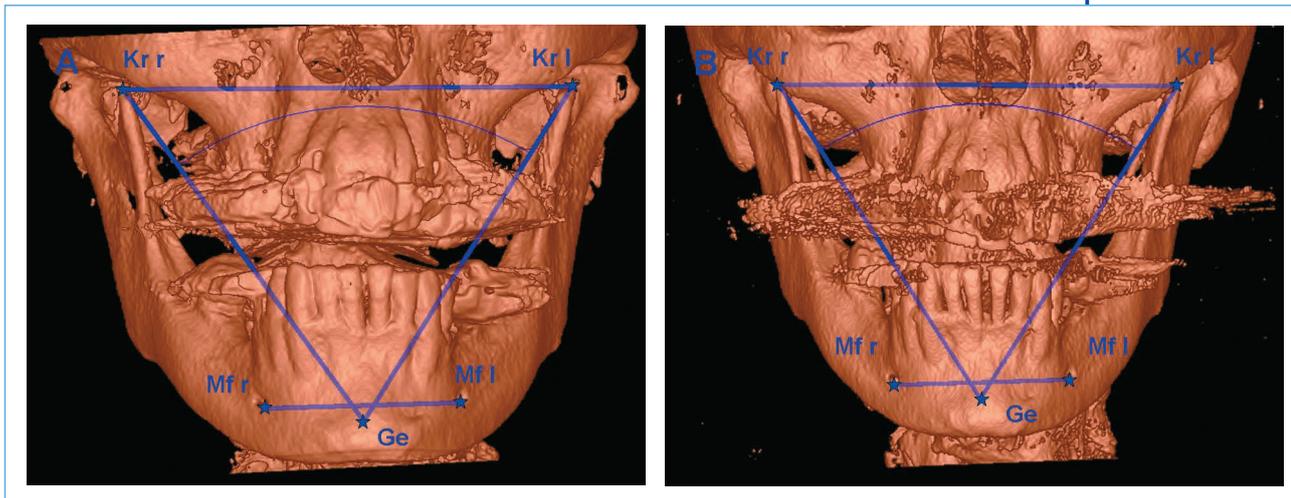
AUSWAHL DER ANATOMISCHEN MESSPUNKTE

Die Wahl der anatomischen Messpunkte ($n=11$), Strecken ($n=5$) und Winkel ($n=1$) erfolgte in Anlehnung an das Standardwerk für anthropometrische Wissenschaften nach Rudolf Martin [23], wobei darauf geachtet wurde, dass die Messpunkte Strecken in horizontaler, sagittaler und

Landmarks (abbreviations)	Definition
1 Anterior nasal spine (Spa)	The tip of the anterior nasal spine
2 Posterior nasal spine (Spp)	The sharp posterior extremity of the nasal crest
3 Prosthion (Pr)	The crest of the alveolar ridge between the upper central incisors
4 Infradentale (Id)	The crest of the alveolar ridge between the lower central incisors
5 Gnathion (Gn)	The lower boarder of the mid-mandibular suture
6 Pogonion (Pog)	The most anterior point on the mandibular symphysis
7 Genion (Ge)	The point at the tip of the mental spine of the mandible
8 Mental foramen (Mf)	The front opening of the mandibular canal on the mandibular body along and above the tubercle of the chin (left and right)
9 Coronion (Kr)	The tip of the coronoid process (left and right)
Distances	
10 Mfl-Mfr	Linear distance between the most caudal points of the left and right mental foramen
11 Spa-Pr	Linear distance between anterior nasal spine and prosthion
12 Id-Gn	Linear distance between infradentale and gnathion
13 Krl-Krr	Linear distance between the left and right tip of the coronoid processes
14 Spa-Spp	Linear distance between anterior nasal spine and posterior nasal spine
Angle	
15 Angle Krl-Krr-Ge	Angle between the tip of the left and right coronoid processes and genion

Tabelle 2

■ Definition der Messpunkte und der daraus resultierenden Strecken und Winkel.



vertikaler Richtung beschrieben (Tabelle 2, Abbildung 2, Abbildung 3).

DEFINITION DER ANATOMISCHEN MESSPUNKTE, RESULTIERENDE STRECKEN UND WINKEL IM 3D-DATENSATZ

Die Messpunkte wurden anhand der 3D-Darstellung des Schädels gesetzt und in den axialen, koronalen sowie sagittalen Darstellungen überprüft und ggf. korrigiert (Tabelle 2, Abbildung 4). Das Setzen der Messpunkte wurde von drei Untersuchern, die über Erfahrung in der Auswertung dreidimensionaler Datensätze verfügten, vorgenommen. Die Untersucher werteten die Datensätze 2-mal an zwei Untersuchungstagen im Abstand von zwei Wochen aus, um Lerneffekte zu minimieren. Für jeden Datensatz wurden zwei Messvorlagen je Untersucher gespeichert und mit einem Zahlencode versehen. Somit wurde eine genaue Zuordnung für die spätere Datenanalyse gewährleistet. Die Auswertung der Datensätze erfolgte verblindet, d.h. die Untersucher konnten den Datensatz während des Setzens der Messpunkte keinem Gerät zuordnen.

DATENAUFBEREITUNG UND STATISTIK

Das Programm VoXim® 6.1 besitzt ein aufnahmebedingtes Datensatzkoordinatensystem, das auf der Voxelmatrix des dreidimensionalen Datensat-

zes basiert und seinen Ursprung in der ventralen, kranialen linken Ecke des Datensatzes hat (Abbildung 1). Die xz-Richtung entspricht der Koronal-, die xy-Richtung der Transversal- und die yz-Richtung der Sagittalebene. Die x-, y-, und z-Koordinaten der Referenzpunkte wurden zunächst in das Programm Microsoft EXCEL® exportiert. Insgesamt ergab sich eine Anzahl von 102 Messwerten (11 Messpunkte, 5 Strecken, 1 Winkel, 3 Untersucher in Doppelmessung) je Datensatz. Aufgrund des in VoXim® 6.1 vorgegebenen Datensatzkoordinatensystems waren die Datensätze bezüglich der Messpunktsetzung nicht direkt miteinander vergleichbar, sodass die Ermittlung der Reproduzierbarkeit der Messpunkte anhand der Standardabweichungen in den drei Raumebenen erfolgte. Im Gegensatz dazu konnten die durch die Messpunktsetzung ermittelten Strecken (n=5) und Winkel (n=1) direkt in den verschiedenen Datensätzen miteinander verglichen werden, da es sich hier um absolute Werte handelte.

Im Rahmen einer deskriptiven Statistik wurden für jeden Referenzpunkt die individuellen Mittelwerte und Standardabweichungen als Maß für die Streuung der Messergebnisse in x-, y-, z-Richtung sowie die Maximal- und Minimalwerte berechnet. Die jeweiligen Standardabweichungen dienen zur Charakterisierung der Messgüte (Präzision). Nach Prüfung der Normalverteilung der Messergebnisse für die Referenzpunktsetzung in Relation zu dem systemeigenen räumlichen Koordinatensystem wurde die Messgüte anhand der 1,96-fachen Standardabweichung charakterisiert. Der Bereich

Abbildung 2

■ Darstellung der horizontalen Messstrecken (Tabelle 2) sowie des Koronoid-Genion-Winkels in VoXim® 6.1.

a) eXam (KaVo, Biberach, Deutschland);
b) SOMATOM Sensation 64 (Siemens Healthcare, Forchheim, Deutschland)

Reference points	Coordinate system											
	x-Axis				y-Axis				z-Axis			
	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)
Posterior nasal spine												
Accuitomo 3D	71.73	0.38	71.2	72.3	83.32	0.31	82.8	83.6	23.25	0.36	22.7	23.7
3D eXam	81.78	0.50	81.1	82.6	86.37	0.45	85.9	87.0	24.68	0.23	24.4	25.0
Pax Reve 3D	77.90	0.66	77.0	78.6	61.43	0.42	61.0	61.9	62.03	1.28	59.8	63.1
Pax Zenith 3D	80.95	1.25	79.8	82.5	100.87	0.23	100.6	101.2	51.92	0.24	51.5	52.2
SOMATOM Sensation 64	121.10	0.51	120.7	122.1	79.82	0.26	79.5	80.2	66.20	0.39	65.8	66.9
Anterior nasal spine												
Accuitomo 3D	77.50	0.53	76.7	78.0	36.25	0.36	35.6	36.7	16.58	0.18	16.3	16.8
3D eXam	77.82	0.54	77.1	78.5	40.82	0.95	39.3	41.7	11.18	0.48	10.6	11.8
Pax Reve 3D	84.97	0.61	84.2	85.7	14.68	1.30	13.6	17.1	56.70	0.13	56.5	56.8
Pax Zenith 3D	82.58	0.21	82.4	82.9	54.63	0.51	54.1	55.6	41.83	0.34	41.6	42.5
SOMATOM Sensation 64	120.95	0.08	120.9	121.1	31.68	0.38	31.2	32.3	58.12	0.32	57.7	58.5
Prosthion												
Accuitomo 3D	77.72	0.35	77.2	78.1	34.38	0.73	33.5	35.7	39.05	0.23	38.7	39.4
3D eXam	80.48	0.34	80.1	81.1	35.02	0.93	33.9	36.5	33.27	0.29	33.0	33.6
Pax Reve 3D	87.67	0.14	87.5	87.8	13.03	0.52	12.1	13.6	79.22	0.18	79.0	79.5
Pax Zenith 3D	85.75	0.29	85.4	86.2	50.63	0.74	49.9	51.8	64.18	0.26	63.8	64.5
SOMATOM Sensation 64	124.88	0.12	124.7	125.0	31.68	0.74	31.0	33.0	80.97	0.38	80.7	81.7
Pogonion												
Accuitomo 3D	71.08	1.45	69.0	72.6	46.93	0.27	46.6	47.2	91.22	1.14	89.9	92.6
3D eXam	81.78	0.90	80.6	83.0	40.23	0.12	40.1	40.4	87.43	0.66	86.4	88.1
Pax Reve 3D	81.75	1.13	79.9	82.6	26.95	1.32	26.0	29.6	131.35	2.24	129.7	135.7
Pax Zenith 3D	84.28	1.57	82.3	86.6	59.82	0.18	59.5	60.0	117.47	0.90	115.8	118.5
SOMATOM Sensation 64	124.22	0.36	123.9	124.9	42.05	0.14	41.9	42.3	133.42	1.09	132.3	135.1
Coronion r												
Accuitomo 3D	118.75	0.26	118.3	119.0	92.27	0.31	91.7	92.6	13.87	0.18	13.7	14.2
3D eXam	128.28	0.58	127.6	129.0	88.40	0.66	87.2	89.0	11.88	0.37	11.5	12.5
Pax Reve 3D	123.93	0.32	123.4	124.2	72.28	0.61	71.1	72.7	50.33	0.23	50.0	50.6
Pax Zenith 3D	126.63	0.28	126.3	127.0	108.10	0.24	107.8	108.5	37.95	0.19	37.7	38.2
SOMATOM Sensation 64	167.17	0.40	166.6	167.7	85.07	0.19	84.9	85.3	52.08	0.08	52.0	52.2
Coronion l												
Accuitomo 3D	25.22	0.54	24.6	25.8	81.70	0.18	81.4	81.9	8.90	0.18	8.6	9.1
3D eXam	34.77	0.63	34.1	35.7	94.42	0.99	93.4	95.6	15.70	0.17	15.5	15.9
Pax Reve 3D	30.52	0.50	30.0	31.0	57.50	0.28	57.0	57.7	51.65	0.20	51.3	51.8
Pax Zenith 3D	32.18	0.56	31.4	32.8	102.07	0.39	101.6	102.5	42.95	0.36	42.6	43.6
SOMATOM Sensation 64	73.50	0.31	72.9	73.8	82.30	0.36	81.9	82.8	56.20	0.13	56.1	56.4
Infradentale												
Accuitomo 3D	72.58	0.23	72.3	73.0	48.42	0.34	47.9	48.9	69.07	0.32	68.5	69.4
3D eXam	79.70	0.15	79.6	80.0	45.47	0.24	45.1	45.7	65.45	0.29	65.0	65.8
Pax Reve 3D	82.73	0.23	82.5	83.0	27.92	0.24	27.6	28.3	109.38	0.48	108.9	110.3
Pax Zenith 3D	84.08	0.29	83.6	84.3	62.98	0.26	62.6	63.3	95.15	0.26	94.7	95.4
SOMATOM Sensation 64	123.42	0.21	123.1	123.7	44.23	0.15	44.0	44.4	111.78	0.25	111.4	112.1
Gnathion												
Accuitomo 3D	70.12	1.05	68.8	71.5	51.20	0.72	50.6	52.5	95.67	0.23	95.3	95.9
3D eXam	80.77	1.77	77.6	82.9	44.53	0.69	43.3	45.4	92.28	0.37	92.0	92.8
Pax Reve 3D	81.23	1.36	79.8	83.0	31.40	1.00	30.1	32.7	135.57	0.08	135.5	135.7
Pax Zenith 3D	84.50	0.33	83.9	84.7	64.05	0.39	63.5	64.5	122.05	0.26	121.7	122.4
SOMATOM Sensation 64	125.27	0.85	124.1	126.2	48.02	0.72	46.8	48.8	138.10	0.20	137.9	138.4

Reference points	Coordinate system											
	x-Axis				y-Axis				z-Axis			
	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)
Genion												
Accutomo 3D	70.95	0.19	70.6	71.1	60.55	0.10	60.4	60.7	86.83	0.20	86.6	87.1
3D eXam	81.82	0.36	81.3	82.4	54.40	0.13	54.2	54.5	84.18	0.49	83.3	84.7
Pax Reve 3D	81.43	0.23	81.3	81.9	39.92	0.08	39.8	40.0	126.48	0.36	126.0	126.9
Pax Zenith 3D	85.18	0.23	84.8	85.4	73.78	0.12	73.6	73.9	113.43	0.41	112.7	113.9
SOMATOM Sensation 64	124.77	0.08	124.7	124.9	55.88	0.04	55.8	55.9	129.43	0.22	129.1	129.7
Foramen mentale right												
Accutomo 3D	91.50	0.25	91.0	91.7	64.72	0.80	63.4	65.7	84.40	0.15	84.2	84.6
3D eXam	102.52	0.58	101.8	103.1	55.25	0.75	54.3	56.1	80.33	0.23	80.0	80.6
Pax Reve 3D	102.35	0.62	101.6	103.0	45.38	0.66	44.7	46.2	122.35	0.70	121.6	123.2
Pax Zenith 3D	105.87	0.18	105.6	106.1	77.05	0.62	76.3	77.9	108.98	0.10	108.9	109.1
SOMATOM Sensation 64	145.05	0.21	144.7	145.2	58.47	0.58	57.3	58.8	124.78	0.27	124.6	125.3
Foramen mentale left												
Accutomo 3D	49.70	0.39	49.0	50.1	60.50	0.64	59.9	61.7	81.28	0.21	80.9	81.5
3D eXam	61.22	1.61	60.4	64.5	59.20	1.16	58.4	61.5	81.12	0.17	80.9	81.4
Pax Reve 3D	59.92	0.41	59.6	60.7	39.32	0.27	39.0	39.7	122.27	0.19	122.1	122.5
Pax Zenith 3D	63.57	2.03	62.7	67.7	75.60	0.98	75.1	77.6	110.43	0.16	110.2	110.7
SOMATOM Sensation 64	103.58	0.28	103.2	104.0	58.78	4.04	56.8	67.0	125.67	0.12	125.5	125.8

der 1,96-fachen Standardabweichung entspricht dem Bereich, in dem 95 % aller Messwerte liegen. Aufgrund der geringen Fallzahl erschien eine Differenzierung in Inter- und Intrauntersucherfehler statistisch nicht sinnvoll, weshalb in den Ergebnissen alleine die Standardabweichung hinsichtlich der verschiedenen Geräte betrachtet wurde.

ERGEBNISSE

In der deskriptiven Statistik bestanden deutliche Unterschiede für die einzelnen Referenzpunkte in

den drei Raumebenen. Aufgrund morphologisch-anatomischer Kriterien zeigten beispielsweise die Punkte Pogonion und Gnathion eine höhere Standardabweichung und demzufolge eine geringere Präzision der Messpunktsetzung in der Transversalebene (x-Achse) als in den anderen beiden Raumebenen. Ebenso wiesen die Punkte Genion, Spina nasalis anterior und Infradentale in allen drei Raumebenen eine niedrigere Standardabweichung auf.

Die Punkte Genion und Infradentale wiesen für die DVTs in der x- und y-Richtung eine sehr geringe

Tabelle 3

■ *Standardabweichungen, Mittelwerte, Minimum und Maximum aller untersuchten Referenzpunkte in den drei Raumebenen. Aufgrund des aufnahmebedingten Koordinatensystems im Programm VoXim® (Abbildung 1) wurde die Streuung der gesetzten Referenzpunkte innerhalb der untersuchten DVT- und CT-Geräte mit Hilfe der Standardabweichung verglichen.*

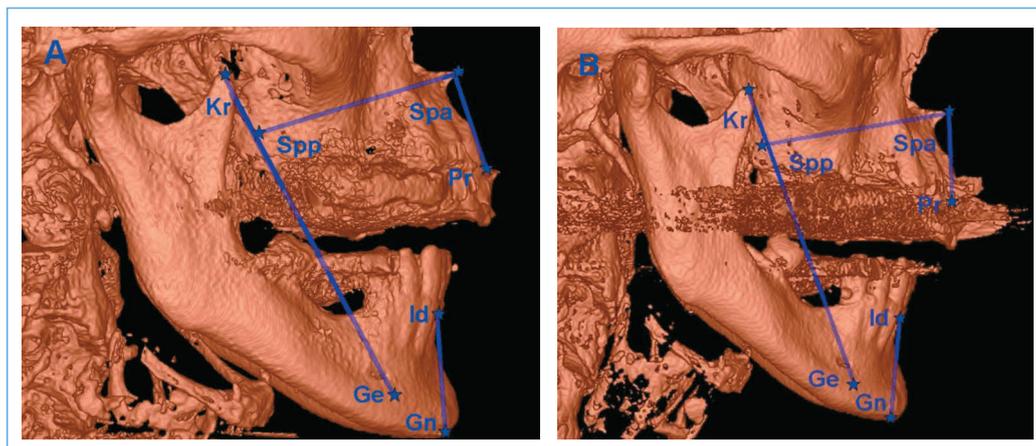


Abbildung 3

■ *Darstellung der sagittalen und vertikalen Messstrecken sowie des Koronoid-Genion-Winkels (Tab. 2) in VoXim® 6.1. a) 3D eXam (KaVo, Biberach); b) SOMATOM Sensation 64 (Siemens Healthcare, Forchheim)*

Standardabweichung auf (SD_{Ge} : 0,08–0,49 mm; SD_{Id} : 0,15–0,48 mm), wobei die Messpunktlokalisierung für den Punkt Genion in y-Richtung besonders gut übereinstimmte (SD : 0,08–0,13 mm). Für das SOMATOM Sensation 64 betrug die Standardabweichung für den Punkt Genion 0,15 mm, für den Punkt Infradentale 0,04 mm.

Die Standardabweichung für die Punkte Koronion links und rechts lag in allen drei Richtungen zwischen 0,18 und 0,66 mm (SD_{DVT} : 0,18–0,66 mm; SD_{CT} : 0,19–0,40 mm), eine Ausnahme stellte das

Gerät 3D eXam dar, das in y-Richtung eine etwas höhere Standardabweichung (SD : 0,99 mm) zeigte. Ferner stellte sich in der z-Achse für alle untersuchten Geräte eine relativ geringe Streuung dar (SD_{DVT} : 0,17–0,37 mm; SD_{CT} : 0,08–0,13 mm).

Der Vergleich der Messpunktgenauigkeit der DVTs lässt erkennen, dass die Messpunkte für Gnathion in der x- (SD : 1,05–1,77 mm) und y-Achse (SD : 0,69–1,00 mm) eine relativ große Streuung aufweisen, eine Ausnahme bildet das Gerät Pax Zenith 3D mit einer Standardabweichung von 0,33 mm in der x- und 0,39 mm in der y-Achse. Die Streuung in der z-Achse war mit einer Standardabweichung von 0,08–0,37 mm bei allen untersuchten DVT deutlich geringer. Diese Tendenz war auch beim CT zu beobachten ($SD_{x-Achse}$: 0,85 mm; $SD_{y-Achse}$: 0,72 mm; $SD_{z-Achse}$: 0,20 mm).

Bei Betrachtung der Messpunktstreuung für den Punkt Pogonion zeigte sich für die untersuchten DVTs in der x- und z-Achse eine vergleichsweise hohe Standardabweichung (SD_{DVT} : 0,66–1,57 mm), in der y-Achse war die Abweichung deutlich geringer (SD : 0,12–0,27 mm). Etwas höhere Werte zeigten sich für das Gerät Pax Reve 3D in der y- (SD : 1,32 mm) und z-Achse (SD : 2,24 mm).

Auch beim CT fiel die Standardabweichung für den Punkt Pogonion in der y-Richtung (SD : 0,14 mm) etwas geringer aus, als in x- (SD : 0,36 mm) und z-Richtung (SD : 1,09 mm).

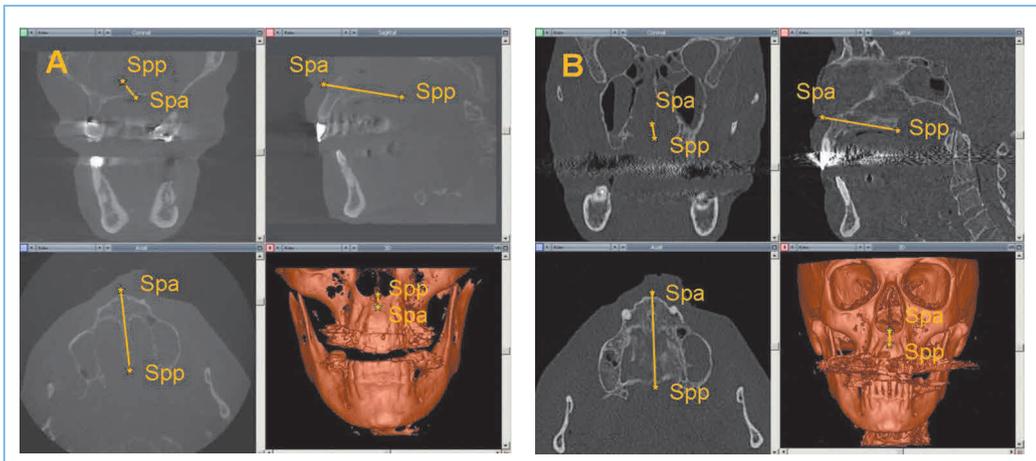
Spina nasalis anterior und posterior wiesen für die untersuchten DVT-Geräte in x- (SD : 0,21–0,66 mm) und y-Richtung (SD : 0,23–0,51 mm) eine etwas höhere Streuung als in z-Richtung auf, einzelne Ausnahmen zeigten sich in der x-Achse ($SD_{PaxZenith3D}$: 1,25 mm), der y-Achse ($SD_{3DeXam/PaxReve3D}$: 0,95/1,30 mm) und der z-Achse ($SD_{PaxReve3D}$: 1,28 mm). Die Streuung für das SOMATOM Sensation 64 lag hier in allen drei Raumebenen im Bereich der DVT-Geräte (SD : 0,26–0,51 mm), nur für Spina nasalis anterior war die Standardabweichung mit 0,08 mm etwas geringer.

Die Streuung für den Messpunkt Prosthion war sowohl für die DVTs als auch für das CT in der x- und z-Richtung mit einer Standardabweichung zwischen 0,12–0,29 mm relativ konstant, in der y-Achse war die Streuung (SD : 0,36–0,93 mm) etwas höher.

ANS-PNS	Mean (mm)	SD (mm)	Min (mm)	Max (mm)
Accuitomo 3D	47.88	0.53	47.2	48.7
3D eXam	47.70	1.37	46.1	49.2
Pax Reve 3D	47.63	1.40	45.0	48.7
Pax Zenith 3D	47.35	0.63	46.2	47.9
SOMATOM Sensation 64	48.82	0.44	48.1	49.3
Krl-Krr				
Accuitomo 3D	94.28	0.74	93.3	95.1
3D eXam	93.80	1.10	92.2	95.1
Pax Reve 3D	94.57	0.85	93.4	95.4
Pax Zenith 3D	94.80	0.61	94.1	95.5
SOMATOM Sensation 64	93.82	0.66	93.2	95.0
Id-Gn				
Accuitomo 3D	26.88	0.34	26.5	27.4
3D eXam	26.90	0.65	26.3	27.9
Pax Reve 3D	26.52	0.45	25.7	26.9
Pax Zenith 3D	26.92	0.28	26.5	27.2
SOMATOM Sensation 64	26.67	0.12	26.5	26.8
Spa-Pr				
Accuitomo 3D	22.55	0.41	22.1	23.2
3D eXam	22.83	0.24	22.4	23.1
Pax Reve 3D	22.90	0.41	22.4	23.6
Pax Zenith 3D	23.02	0.37	22.6	23.6
SOMATOM Sensation 64	23.40	0.39	22.9	23.9
Mfl-Mfr				
Accuitomo 3D	42.17	0.49	41.5	42.9
3D eXam	41.50	1.36	38.9	42.6
Pax Reve 3D	42.92	0.71	42.2	43.8
Pax Zenith 3D	42.33	1.93	38.4	43.3
SOMATOM Sensation 64	41.65	0.14	41.5	41.9
Angle Krl-Krr-Ge				
Accuitomo 3D	60.72	0.75	59.5	61.6
3D eXam	61.05	0.66	60.1	61.9
Pax Reve 3D	61.40	0.51	60.7	61.9
Pax Zenith 3D	61.53	0.54	61.0	62.3
SOMATOM Sensation 64	59.55	0.22	59.2	59.8

Tabelle 4

■ Standardabweichungen, Mittelwerte, Minima und Maxima der untersuchten Strecken Spa – Spp (ANS–PNS), Krl–Krr, Id–Gn, Spa–Pr (ANS–PR), Mfl–Mfr und des Winkels Krl–Krr–Ge (Tab. 2, Abb. 2, Abb. 3).

**Abbildung 4**

Zwei- und dreidimensionale Darstellung der Punkte Spina nasalis anterior (Spa) und Spina nasalis posterior (Spp) sowie der resultierenden Strecke Oberkieferlänge (Spa – Spp) im Programm VoXim® 6.1. **a)** Accuitomo 3D (J. Morita Inc., Kioto, Japan); **b)** SOMATOM Sensation 64 (Siemens Healthcare, Forchheim)

Aus **Tabelle 3** ist des Weiteren für den Punkt Foramen mentale rechts in allen drei Raumebenen für die DVT-Geräte eine relativ gleichmäßige Verteilung der Standardabweichungen zu erkennen ($SD_{x\text{-Achse}}: 0,18\text{ mm} - 0,58\text{ mm}$; $SD_{y\text{-Achse}}: 0,62 - 0,80\text{ mm}$; $SD_{z\text{-Achse}}: 0,10 - 0,70\text{ mm}$), wobei hier das Gerät Pax Zenith 3D in x- (SD: 0,18 mm) und z-Richtung (SD: 0,10 mm) eine geringere Standardabweichung als die übrigen Geräte besaß. Die Standardabweichungen für das SOMATOM Sensation 64 lag in allen Achsen ($SD_{x\text{-Achse}}: 0,21\text{ mm}$, $SD_{y\text{-Achse}}: 0,58\text{ mm}$, $SD_{z\text{-Achse}}: 0,27\text{ mm}$) in der gleichen Größenordnung.

Für den Punkt Foramen mentale links konnte für alle untersuchten Geräte eine deutlich höhere Streuung auf der x- und y-Achse beobachtet werden: Auf der x-Achse betrug die Standardabweichung für das SOMATOM Sensation 64, das Accuitomo 3D und das Pax Reve 3D zwischen 0,28 und 0,41 mm. Ausnahmen stellten hier das 3D eXam und Pax Zenith 3D mit 1,61 mm und 2,03 mm dar. Ferner betrug auf der y-Koordinate die Abweichung der Messpunktstreuung für das

Accuitomo 3D, das Pax Reve 3D und Pax Zenith 3D zwischen 0,27 mm und 0,98 mm, wobei auch hier eine größere Standardabweichung für das 3D eXam und das SOMATOM Sensation 64 mit Werten zwischen 1,16 mm und 4,04 mm vorlag. Im Gegensatz hierzu betrug die Messpunktabweichung auf der Z-Raumkoordinate 0,09 mm (SD: 0,12 – 0,21 mm).

Wie aus **Tabelle 4** ersichtlich ist, stimmten die Strecken Id – Gn und Spa – Pr für alle untersuchten Geräte hinsichtlich der Mittelwerte und Standardabweichungen gut überein. Während die Standardabweichung für das SOMATOM Sensation 64 für die Strecke Id – Gn etwas geringer war als für die anderen Geräte, entsprach sie für die Strecke Spa – Pr den übrigen Geräten. Betrachtet man den Koronoidabstand (Krr – Krl), so liegen hier die Standardabweichungen etwas höher (SD: 0,61 – 1,10 mm). Bezüglich der Standardabweichung waren hier keine Unterschiede zwischen den DVT und dem CT zu erkennen. Die Oberkieferlänge (Spa – Spp) zeigt für das Accuitomo 3D, das Pax Zenith 3D und das SOMATOM Sensation

Tabelle 5

95%-Konfidenzintervall bezogen auf die Bimetallbreite (Mfl – Mfr). Die halbfett gesetzte Angaben zeigen an, dass die Standardabweichung (SD) beim SOMATOM Sensation 64 signifikant besser war als bei den übrigen Geräten.

Mfl-Mfr	Mean (mm)	95% CI of mean (mm)		SD (mm)	95% CI of SD (mm)	
Accuitomo 3D	42.17	41.66	42.68	0.49	0.30	1.29
3D eXam	41.5	40.07	42.93	1.36	0.84	3.58
Pax Reve 3D	42.92	42.17	43.67	0.71	0.44	1.87
Pax Zenith 3D	41.65	41.50	41.80	0.14	0.09	0.37
SOMATOM Sensation 64	42.33	40.30	44.36	1.93	1.19	5.08

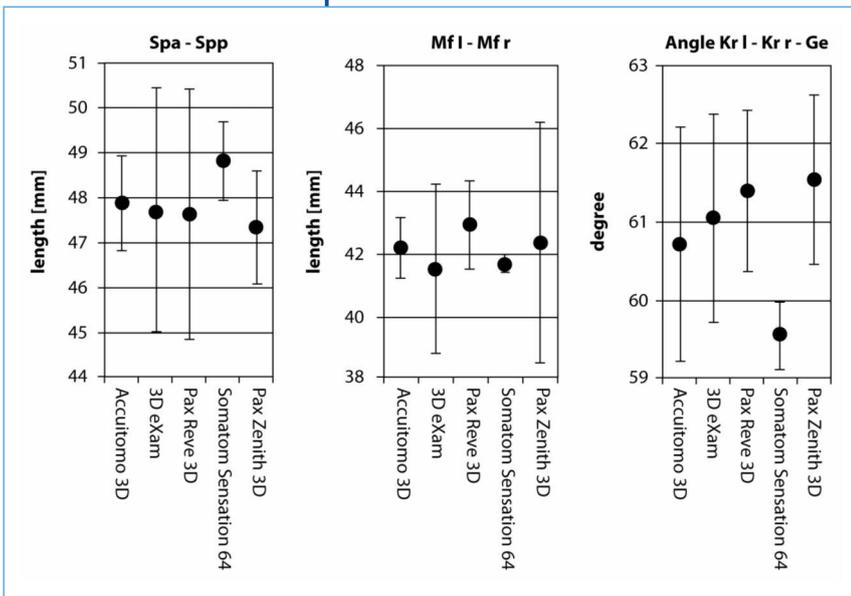


Abbildung 5
 ■ Error-Bar-Plot der Strecken Spina nasalis anterior – Spina nasalis posterior (ANS – PNS, Spa – Spp), Foramen mentale links und Foramen mentale rechts (Mfl – Mfr) und des Koronoid-Genion-Winkels (Krl – Krr – Ge) unter Angabe des Mittelwertes (Punkt) und des Bereichs der 1,96-fachen Standardabweichung (+/-)

64 Standardabweichungen zwischen 0,44 und 0,63 mm. Dagegen wurde beim 3D eXam (SD: 1,37 mm) und dem Pax Reve 3D (SD: 1,40 mm) eine ca. dreifach höhere Standardabweichung ermittelt (**Abbildung 5**). Für den Abstand zwischen den beiden Foramina mentalia (Mfl – Mfr) existierten deutliche Unterschiede hinsichtlich der untersuchten Geräte (**Abbildung 5, Tabelle 5**): Während die Standardabweichung beim Accuitomo 3D 0,49 mm und dem Pax Reve 3D 0,71 mm betrug, war diese beim SOMATOM Sensation 64 mit 0,14 mm signifikant kleiner (**Tabelle 5**). Deutlich höher lag die Standardabweichung beim 3D eXam (SD: 1,36 mm) und beim Pax Zenith 3D (SD: 1,93 mm). Betrachtet man den Winkel Krl – Krr – Ge so liegen die Standardabweichungen der untersuchten DVT-Geräte in der gleichen Größenordnung (SD: 0,51–0,75 mm), wohingegen die Standardabweichung beim SOMATOM Sensation 64 mit 0,22 signifikant geringer ausfiel (**Tabelle 6, Abbildung 5**).

DISKUSSION

Nur wenige Studien beschäftigten sich bisher mit der Reproduzierbarkeit und Validität der Messpunktsetzung anatomischer Referenzpunkte [2, 3, 4, 9, 27, 33]. Bisher durchgeführte Studien zur geometrischen Genauigkeit dreidimensionaler

Datensätze wurden meist an knöchernen Präparaten [2, 17, 27, 31], physikalischen Prüfkörpern und Messphantomen [8, 14] oder anhand vorliegender Patientendatensätze [4, 9, 33] durchgeführt. Da diese Studien meist auf ein Gerät beschränkt sind [2, 3, 4, 9, 27, 33] und bezüglich der Abbildungsqualität Unterschiede zwischen den auf dem Markt erhältlichen dentalen Volumentomographen [17, 30] existieren, war es Ziel unserer Studie, die Messpunktproduzierbarkeit und geometrische Genauigkeit verschiedener dentaler Volumentomographen miteinander zu vergleichen. Der CT werden in verschiedenen Studien hohe Dimensionstreue, Abbildungsgenauigkeit und Messpunktproduzierbarkeit attestiert [10, 11, 12, 14, 33], daher betrachteten wir diese als Goldstandard und stellten den untersuchten Volumentomographen ein MSCT gegenüber.

Da die den Schädel bedeckenden Weichgewebe über eine Schwächung der Röntgenstrahlen die Bildqualität und somit auch die Genauigkeit dreidimensionaler Volumenaufnahmen negativ beeinflussen können [27], entschieden wir uns für einen frisch gefrorenen, kompletten menschlichen Kopf als Versuchsobjekt. Aufgrund der aufwendigen Versuchsdurchführung in den teilnehmenden Praxen beschränkten wir uns auf einen Leichenkopf, darin liegt allerdings auch der kritische Punkt dieser Studie: Ihr liegt nur eine relativ geringe Anzahl von Messungen zugrunde und damit besteht die Gefahr, dass einzelne stark divergierende Messwerte das Ergebnis verfälschen. Insofern kann diese Studie nur eine Tendenz aufzeigen. Da allerdings das Ergebnis dieser Studie mit den in der Literatur bereits vorliegenden Untersuchungen [8, 10, 11, 12, 14, 16, 17] zum Vergleich zwischen DVT und MSCT bzw. der Dimensionstreue für das MSCT übereinstimmt und die Messpunktproduzierbarkeit für das MSCT bereits in einer früheren Studie [33] nachgewiesen wurde, kann gefolgert werden, dass die geringe Anzahl der Messwerte keinen negativen Einfluss auf den Ausgang unserer Untersuchung hatte.

Bei der Beurteilung in den verschiedenen Geräten erhaltenen volumetrischen Datensätzen muss allerdings bedacht werden, dass die dreidimensionale Darstellung eines Datensatzes von einer adäquaten Einstellung der Segmentierung (Window-level-Sets) – also Enhancement des Knochens und Unterdrückung der umgebenden Weichgewebe – abhängt. Einfluss auf das Ergeb-

Krl-Krr-Ge	Mean (mm)		95% CI of mean (mm)		SD (mm)	95% CI of SD (mm)
Accuitomo 3D	60.72	59.93	61.51	0.75	0.46	1.97
3D eXam	61.05	60.36	61.74	0.66	0.41	1.74
Pax Reve 3D	61.40	60.86	61.94	0.51	0.31	1.34
Pax Zenith 3D	59.55	59.32	59.78	0.22	0.14	0.58
SOMATOM Sensation 64	61.53	60.96	62.10	0.54	0.33	1.42

nis dieses Prozesses haben der Algorithmus der Software, die räumliche Auflösung und die Kontrastaufklärung des Scans, die Dicke und der Kalzifizierungsgrad des Knochens und die Erfahrung des jeweiligen Untersuchers [27]. Wesentlichen Einfluss auf die Bildqualität haben zwei Faktoren, nämlich der Kontrast, der durch das Quantenrauschen, die Strahlenqualität, Objektabsorption und die Streustrahlung beeinflusst wird, sowie die Bildschärfe, die von der Größe der anatomischen Details und deren Kontrast, dem Kontrastgradienten, der räumlichen Auflösung und dem Rauschen abhängt. Da das Rauschen bei digitalen Systemen mit zunehmender Dosis sinkt, weisen DVT-Datensätze in der Regel deutlich mehr Rauschen als MSCT-Datensätze auf [28]. Punkte, die besonders von einer inadäquaten Segmentierung betroffen sind, sind zarte knöcherne Strukturen, wie die Spina nasalis anterior und posterior. Dies wird besonders bei Beurteilung dieser Punkte in der sagittalen Raumebene im Vergleich zu den axialen Primärschnitten deutlich. Aus diesem Grund wurden die anatomischen Referenzpunkte im dreidimensionalen Datensatz gesetzt und anschließend in den axialen Primärschnitten, die durch die Segmentierung nicht verändert wurden, kontrolliert und ggf. in den axialen Primärschnitten korrigiert, um möglichst exakte Ergebnisse zu erhalten.

Um dreidimensionale Volumenaufnahmen hinsichtlich Ihrer Eignung für die Vermessung von Strecken und Winkeln sinnvoll beurteilen zu können, ist als erster Schritt erforderlich, die Reproduzierbarkeit und Reliabilität der Identifikation anatomischer Referenzpunkte in allen Achsen (x-, y-, und z-Achse) zu überprüfen.

Hier erwies sich die Präzision als messpunkt- und richtungsabhängig. Dies entspricht den Ergebnissen von de Oliveira et al. [7] und Kusnoto et al. [15],

die feststellten, dass es in den drei Raumebenen Unterschiede bezüglich der Reliabilität der Messpunkte gibt. Manche Messpunkte können also in ein oder zwei Raumebenen leicht bestimmt werden, ihre Identifikation in der dritten Raumebene kann jedoch Probleme bereiten. Ursächlich dafür ist die Morphologie des Gesichtsschädels sowie der Lage des betreffenden Referenzpunktes [1]. Befindet sich dieser in einer Prominenz oder Kurvatur, wie die gewählten Punkte Pogonion oder Gnathion, so kann dort nach Baumrind u. Frantz [1] eine größere Standardabweichung erwartet werden als bei Punkten mit einer eng definierten Lage, wie etwa Koronion als die Spitze des Processus coronoideus oder Genion als Spitze des Processus mentalis interna. Auch das stimmt mit unseren Beobachtungen überein. So zeigten die Punkte Pogonion und Gnathion in unserer Studie in der Transversalen (x-Achse) eine deutlich größere Streuung bei der Messpunktsetzung als in den übrigen Raumebenen, während beispielsweise der Punkt Genion nur eine sehr geringe Standardabweichung aufwies.

Vergleicht man die untersuchten Volumentomographen und das MSCT bezüglich der Standardabweichung der Messpunktsetzung miteinander, so fällt auf, dass es abgesehen von wenigen Ausnahmen in einzelnen Raumachsen nur geringe Unterschiede zwischen den verschiedenen DVT-Gerätetypen gibt und dem SOMATOM Sensation 64 allenfalls im Rahmen einer Tendenz eine bessere Präzision in der Messpunktsetzung attestiert werden kann. Etwas deutlicher sind die Unterschiede zwischen MSCT und DVT, wenn man die Unterschiede in den Standardabweichungen bezogen auf die ermittelten Strecken und den Winkel betrachtet. Hier besaß die CT für die Oberkieferlänge (Spa – Spp), die Unterkieferhöhe (Id – Gn), die Bimentalbreite (Mfl – Mfr) und den Koronoid-Genio-Winkel (Krl – Krr – Ge) eine zum Teil signifi-

Tabelle 6

Die halbfett gesetzte Angaben zeigen an, dass es hier bezüglich der Mittelwerte dieses Winkels beim SOMATOM Sensation 64 einen Signifikanznachweis gegenüber den übrigen untersuchten Geräten gab.

kant geringere Standardabweichung als die untersuchten DVT.

Die ermittelte Messpunktstreuung erwies sich unabhängig von der Höhe der erhobenen Messwerte [16, 17, 36]. Cavalcanti et al. [3] stellten fest, dass die kleinste Messstrecke den größten Intra- und Interuntersucherfehler aufwies. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Periago et al. 2008 [27], die bei zwei Dritteln der Streckenmessungen statistisch signifikante, aber klinische nicht relevante Abweichungen fanden. Eggers et al. [8] beschrieben, dass der mittlere Fehler und seine Streuung bei DVT-Datensätzen größer sind, als bei MSCT-Aufnahmen. Da sich dieser auf 0,35 mm belief, erwarten Eggers et al. [8] aufgrund dieses minimal größeren räumlichen Fehlers nur geringfügige Auswirkungen auf die diagnostische Bildqualität von DVT-Bildern.

In verschiedenen Studien [17, 32] wird der DVT eine – verglichen mit der MSCT – schlechtere Segmentationsgenauigkeit attestiert. Zu den möglichen Ursachen dafür zählen physikalische Effekte, wie Streustrahlung, Detektorschwächen, besonders bei Bildverstärkern und Aufhärtung sowie die aufwendige Rekonstruktionstechnik [14, 18]. Dies führt – verglichen mit dem MSCT – zu einer verminderten Bildqualität [14] und höheren Rausch-Level, was die Genauigkeit dreidimensionaler Datensätze negativ beeinflusst [12, 18, 24]. Bezüglich skelettaler Strukturen wird der DVT eine hohe Abbildungsgenauigkeit bescheinigt [13, 16, 17, 20, 22]. Allerdings wurden deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen DVT-Geräten beobachtet [17, 30]. Weiterhin ist die geometrische Genauigkeit von DVT-Datensätzen im Zentrum höher als am Rand des akquirierten Volumens [8, 17], was aber in unserer Studie aufgrund der Lage des Kopfes im Zentrum des generierten Volumens keinen Einfluss auf die Genauigkeit der Messpunktsetzung hatte.

Außerdem konnte festgestellt werden, dass die Voxelgröße keinen negativen Einfluss auf die untersuchten Standardabweichungen hatte, was den Ergebnissen von Damstra et al. [6] entspricht. Die Kantenlänge eines Voxels betrug in der vorliegenden Studie im CT-Datensatz 0,4 mm und lag bei den DVT-Datensätzen zwischen 0,125 mm (Accuitomo 3D) und 0,3 mm (3D eXam).

KLINISCHE SCHLUSSFOLGERUNG

In unserer Studie fanden wir bei allen untersuchten Volumenaufnahmen eine gute Messpunkt-reproduzierbarkeit. Bei den Absolutwerten zeigte sich für die Bimentalbreite und den Koronoid-Genion-Winkel eine signifikant geringere Standardabweichung für das MSCT, insgesamt stimmten die vermessenen Strecken und Winkel allerdings gut überein. Somit eignen sich alle untersuchten Geräte für detail- und dimensionsgetreue Vermessungen skelettaler Strukturen. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung zur Erstellung und Befundung aus Volumenaufnahmen generierter Fernröntgenseitenbilder. Im Vergleich zu dem Informationsgehalt einer konventionellen zweidimensionalen Röntgenaufnahme bietet die dreidimensionale überlagerungsfreie Darstellung der skelettalen und dentalen Strukturen ein deutliches Mehr an Information. Die Frage, die sich der Kliniker selbstkritisch stellen muss, ist ob diese zusätzlichen Informationen die Diagnose und Therapie des Patienten positiv beeinflussen werden, da sonst der Patient eine vergleichsweise hohe Strahlenbelastung ohne therapeutische Notwendigkeit erfährt. Zumindest sollte die Schlussfolgerung von Kyriakou et al. [14] bei Anwendung der MSCT berücksichtigt werden, d. h. vor Anordnung einer MSCT sollte ein optimiertes Untersuchungsprotokoll erstellt werden, weil dadurch die Strahlenexposition deutlich, zum Teil bis auf das Niveau einer DVT, gesenkt werden kann.

LITERATUR

1. Baumrind S., Frantz R. C. (1971) The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod* 60: 111–127.
2. Brown A. A., Scarfe W. C., Scheetz J. P. et al. (2009) Linear accuracy of cone beam CT derived images. *Angle Orthod* 79: 150–157.
3. Cavalcanti M. G. P., Rocha S. S., Vannier MW (2004) Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 170–176.
4. Chien P. C., Parks E. T., Eraso F. et al. (2009) Comparison of reliability in anatomic landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 262–273.
5. Coppenrath E., Draenert F., Lechel U. et al. (2008) Schnittbildverfahren zur dentomaxillofacialen Diagnos-

Interessenkonflikt

Die korrespondierende Autorin gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

- tik: Dosisvergleich von Dental-MSCT und New Tom 9000 CBCT. *Fortschr Röntgenstr* 180: 396–401.
6. Damstra J., Fourie Z., Huddleston Slater J.J. et al. (2010) Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137 (1): 16.e1–16.e6; discussion 16–17.
 7. De Oliveira A.E., Cevidanes L.H., Phillips C. et al. (2009) Observer reliability of threedimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107: 256–265.
 8. Eggers G., Klein J., Welzel T. et al. (2008) Geometric accuracy of digital volume tomography and conventional computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg* 46: 639–644.
 9. Greiner M., Greiner A., Hirschfelder U. (2007) Variance of landmarks in digital evaluations: Comparison between CT-based and conventional digital lateral cephalometric radiographs. *J Orofac Orthop* 68: 290–298.
 10. Hofmann E., Medelnic J., Fink M. et al. (2011) Three-dimensional volume tomographic study of the imaging accuracy of impacted teeth: MSCT and DVT comparison – an in vitro study. *Eur J Orthod* doi: 10.1093/ejo/cjr030.
 11. Hofmann E., Medelnic J., Keller T. et al. (2011) Measuring mesiodistal width of impacted maxillary canines. *J Orofac Orthod*; doi: 10.1007/s00056-010-0005-0.
 12. Holberg C., Steinhäuser S., Geis P. et al. (2005) Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop* 66: 434–444.
 13. Kobayashi K., Shimoda S., Nakagawa Y. et al. (2004) Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19: 228–231.
 14. Kyriakou Y., Kolditz D., Lagner O. et al. (2010) Digital volume tomography (DVT) and multislice spiral CT (MSCT): an objective examination of dose and image quality. *Fortschr Röntgenstr* doi: <http://www.dx.doi.org/10.1055/s-0029-1245709>.
 15. Kusnoto B., Evans C.A., BeGole E.A. et al. (1999) Assessment of 3-dimensional computer generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116: 390–399.
 16. Lascala C.A., Panella J., Marques M.M. (2004) Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-New Tom). *Dentomaxillofac Radiol* 33: 291–294.
 17. Liang X., Lambrichts I., Sun Y. et al. (2010) A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol* 75: 270–274.
 18. Loubele M., Guerrero M.E., Jacobs R. et al. (2007) A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22: 446–454.
 19. Loubele M., Bogaerts R., Van Dijk et al. (2009) Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 71: 461–468.
 20. Ludlow J.B., Davies-Ludlow L.E., Brooks S.L. et al. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CBMercury, NewTom 3G and i-Cat. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 219–226.
 21. Ludlow J.B., Ivanovic M. (2008) Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 106: 930–938.
 22. Marmulla R., Wörtche R., Mühling J. et al. (2005) Geometric accuracy of the New-Tom 9000 cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 34: 28–31.
 23. Martin R. (1914) *Lehrbuch der Anthropologie*. Gustav Fischer, Jena.
 24. Mischkowski R.A., Pulsfort R., Ritter L. et al. (2007) Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104: 551–559.
 25. Okano T., Harata Y., Sugihara Y. et al. (2009) Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 79–85.
 26. Pauwels R., Beinsberger J., Collaert B. et al. (2010) Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol*, epub ahead of print.
 27. Periago D., Scarfe W., Moshiri M. et al. (2008) Linear accuracy and reliability of cone beam derived 3-dimensional images constructed using an orthodontic volumetric rendering program. *Angle Orthod* 78: 387–395.
 28. Ritter L., Dreiseidler T. (2007) Bildqualität – Anforderungen und Einflussfaktoren. In: Zöller J.E. (Hrsg) *Digitale Volumetomographie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde*. Grundlagen, Diagnostik und Behandlungsplanung. Quintessenz, Berlin, Chicago, Tokio, Barcelona, Istanbul, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Peking, Prag, Sao Paulo, Seoul, Warschau, S 23–25.
 29. Silva M.A.G., Wolf U., Heinicke F. et al. (2008) Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133: 1–5.
 30. Strateman S.A., Huang J.C., Maki K. et al. (2008) Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol* 37: 80–93.
 31. Suomalainen A., Vehmas T., Kortensniemi M. et al. (2008) Accuracy of linear measurements using cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 37: 10–17.

Erstveröffentlichung: *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, August 2011, Volume 72: Issue 4, pp. 261–278. »DVT- und MSCT-gestützter Vergleich der Reproduzierbarkeit anatomischer Messpunkte. Eine In-vitro-Studie«. J. Medelnic, K. Hertrich, S. Steinhäuser-Andresen, U. Hirschfelder, Dr. E. Hofmann. Mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media.

DANKSAGUNG

Die Autoren möchten sich herzlich bei Prof. Dr. Winfried Neuhuber und seinen Mitarbeitern am Institut für Anatomie für die freundliche Betreuung und die Überlassung des Prüfkörpers bedanken. Weiterhin gilt unser besonderer Dank den Kollegen, die uns für die Messungen die DVT-Geräte zur Verfügung stellten und uns während der Aufnahmen beratend zur Seite standen: Dr. Dr. Stephan Eulert, Bayreuth, Dr. Stefan Kleinmayer, Amberg, Dr. Dr. Alexander von Moller, Bamberg, Prof. Dr. Dr. Friedrich Neukam, Erlangen, Dr. Dr. Eike Palluck, Bayreuth, Dr. Dr. Thomas Kühnel und Dr. Dr. Frank Schmidt, Forchheim und Dr. Gilbert Vanderborght, Fürth.

32. Swennen G., Schutyser F. (2006) Three-dimensional cephalometry: spiral multislice vs. cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130: 410–416.
33. Titiz I., Laubinger M., Keller T. et al. (2011) Precision of landmarks – a CT study. *Eur J Orthod* (accepted for publication).
34. Tsikalakis K., Donta C., Gavala S. et al. (2005) Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol* 56: 413–417.
35. Valentin J (2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103. *Ann ICRP* 37: 1–332.
36. Ward R.E., Jamison P.L. (1991) Measurement precision and reliability in craniofacial anthropometry: implications and suggestions for clinical applications. *J Craniofac Genet Dev Biol* 11: 156–164.



Dr. Elisabeth Hofmann absolvierte von 1992 bis 1993, an der Sanitätsakademie der Bundeswehr in München eine Ausbildung zum Sanitätsoffizier. Anschließend studierte sie, von 1993 bis 1998, Zahnmedizin an der Universität Regensburg. Nach ihrer Zahnärztlichen Prüfung und Approbation im Jahre 1998, arbeitete sie als Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der Universität Regensburg (Lehrstuhlinhaber Prof. Dr. G. Handel). Dort machte sie 2000 ihre Promotion über das Thema »Nachuntersuchung von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz hinsichtlich technischer Komplikationen«. 2001 nahm sie am »Short Terme Course in Orthodontics« der Universität in Aarhus, Dänemark unter Leitung von Frau Prof. Dr. odont. Birte Melsen und Herrn Prof. Dr. odont. Isidor

Fleming teil. Anschließend übernahm sie eine Stelle als Kinderzahnärztin in Dublin, Irland. 2002 wechselte sie nach Weiden und übernahm dort die Stelle als Weiterbildungsassistentin für das Gebiet Kieferorthopädie bei Dr. Sigrun Zeitler. Von 2002 bis 2009 arbeitete sie in verschiedenen Praxen in Deutschland. 2009 nahm sie die Anstellung als Weiterbildungsassistentin Kieferorthopädie an der Zahnklinik 3 – Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Erlangen an. 2012 erfolgte ihre Facharztprüfung in Kieferorthopädie. Seitdem ist sie als Fachzahnärztin für Kieferorthopädie an der Zahnklinik 3 – Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Erlangen tätig. Zur Zeit bereitet sie sich auf die Habilitation im Fachgebiet Kieferorthopädie an der Zahnklinik 3 – Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Erlangen vor.

KONTAKT



Dr. med. dent. Elisabeth Hofmann

Department of Orthodontics
Zahnklinik 3 – Kieferorthopädie
Universitätsklinikum Erlangen
Glückstraße 11
91054 Erlangen
E-Mail:
Elisabeth.hofmann@uk-erlangen.de

AUSZEICHNUNGEN

2012 wurde sie, im Rahmen der 85. Jahrestagung der DGKFO, mit dem Jahresbestpreis aus der Hochschule, für die beste Publikation des Jahrgangs aus dem »Journal of Orofacial Orthopedics« ausgezeichnet.