

Aus dem Kopf- und Neurozentrum des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

Direktor: Prof. Dr. Dr. R. Schmelzle

**„Vom klassischen C-Bogen zur intraoperativen 3D-
Rekonstruktion “ - Ein Vergleich zu konventionellen
Untersuchungsmethoden und Dokumentation erster klinischer
Einsätze am Gesichtsschädel**

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin.

Dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Henning Pauls aus Bremen

Hamburg 2008

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Hamburg am 06.03.2009

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:	Prof. Dr. Dr. M. Heiland
Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in:	PD Dr. Dr. P. Pohlenz
Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in:	PD Dr. P. Begemann

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	3
1.1	VORWORT UND ZIELSETZUNG	3
1.2	BILDGEBUNG BEI GESICHTSSCHÄDELFRAKTUREN.....	5
1.3	PROBLEME BEI DER DARSTELLUNG VON GESICHTSSCHÄDELFRAKTUREN.....	17
1.4	FRAKTURVERSORGUNG DES GESICHTSSCHÄDELS.....	19
1.5	INTRAOPERATIVE BILDGEBUNG	21
1.6	HISTORISCHER ENTWICKLUNGSWEG DES SIREMOBIL ISO-C ^{3D}	25
1.7	GRUNDLAGEN CHIRURGISCHER BILDVERSTÄRKER	44
2	MATERIAL & METHODEN.....	47
2.1	VORSTELLUNG SIREMOBIL ISO-C3D	47
2.2	KEGELSTRAHLTOMOGRAPHIE (CONE-BEAM-COMPUTED-TOMOGRAPHY)	52
2.3	DURCHGEFÜHRTE UNTERSUCHUNGEN	54
2.4	DATENERHEBUNG & DATENAUSWERTUNG	56
3	ERGEBNISSE	58
4	DISKUSSION	69
4.1	AUSBLICKE	82
5	ZUSAMMENFASSUNG	86
6	LITERATURVERZEICHNIS.....	87
7	DANKSAGUNG	95
8	LEBENS LAUF.....	96
9	ERKLÄRUNG.....	97
10	ANHANG	98
10.1	ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	98
10.2	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	100

1 Einleitung

1.1 Vorwort und Zielsetzung

Moderne Operationstechniken stehen in einem konsequenten Prozess der Weiterentwicklung. Der Trend zu miniaturisierten Zugangswegen und minimalinvasiven chirurgischen Therapien geht einher mit einer gesteigerten Anforderung an die moderne Bildgebung. Gerade Eingriffe im Bereich des Mittelgesichtes tragen dieser Entwicklung Rechnung und bergen darüber hinaus weitere Besonderheiten, die einen umfassenden Informationsgewinn sowohl vor, als auch nach einem operativen Eingriff erforderlich werden lassen. Die Computertomographie hat sich vor diesem Hintergrund schon lange in vielen Feldern der Medizin etabliert. Allseits übereinstimmend und vielfach belegt gilt für die Diagnostik des Mittelgesichts die Computertomographie als Mittel der Wahl (Manson, 1999, Tanrikulu et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003). Das potentiell hinsichtlich Hochkontraststrukturen einen ähnlich hohen Informationsgewinn liefernde Aufnahmeverfahren der Cone-Beam-Computed-Tomography (CBCT) kommt in verschiedenen Systemen bereits zum Einsatz und verspricht eine viel versprechende Alternative bieten zu können.

Im Jahr 2001 wurde erstmals die CBCT in einen C-Bogen integriert, welcher bereits in vielen klinischen Abläufen etabliert ist. Die ersten Eindrücke dieser neuen Aufnahmemodalität am peripheren Skelett waren ermutigend. Darüber hinaus kann schon seit einigen Jahren auf überwiegend positive Erfahrungen mit der CBCT am Kopf durch die Verwendung in der Digitalen Volumentomographie (DVT) zurückgegriffen werden. Der Schritt lag nahe, den weiterentwickelten C-Bogen ebenfalls am Kopf einzusetzen, um ihn für eine intraoperative Kontrolle zu nutzen. Dies geschah nach Freigabe für diesen Indikationsbereich durch den Hersteller weltweit erstmals in Hamburg.

Diese Dissertation möchte einen kurzen Überblick der bestehenden Aufnahmeverfahren für den Bereich des Mittelgesichts liefern und hierbei weiterführend auf den Entwicklungsweg des nun zum Einsatz kommenden C-Bogens eingehen. Ferner sollen die weltweit ersten intraoperativen Kontrollen am Gesichtsschädel mit dem isozentischen C-Bogen SIREMOBIL-Iso-C^{3D} evaluiert werden, um in einem Vergleich zur Computertomographie diskutiert zu werden.

1.2 Bildgebung bei Gesichtsschädelfrakturen

Für den Fall eines Verdachtes der Fraktur des Gesichtsschädels ergibt sich immer die Notwendigkeit einer Röntgenuntersuchung. Dabei muss diese stets die klinische Untersuchung ergänzen, was sowohl für den Fall des Vorliegens von unsicheren Frakturzeichen (Sensibilitätsstörungen, Schwellungen, Funktionsstörungen, Stauchungsschmerzen etc.), als auch bei der Situation einer klinisch gesicherten Fraktur gilt (Austermann, 2002). Als sichere klinische Frakturzeichen gelten hierbei Dislokation, abnorme Beweglichkeit und Krepitation. Wichtig ist in diesem Falle, dass die bruchverdächtigen Areale mindestens in zwei Raumebenen zur Darstellung kommen. Abweichend davon besteht teilweise jedoch auch die Meinung, dass einzelne Aufnahmen als Screeninguntersuchung ausreichend sein können (Siedebottom und Lord, 1998).

Aus der Notwendigkeit der Darstellung möglicher Frakturen in zwei Raumebenen und dem komplexen Aufbau des Mittelgesichts mit seinen feinen, knöchernen Strukturen ergibt sich im konventionellen diagnostischen bildgebenden Vorgehen eine Kombination verschiedener Aufnahmen.

Dabei dienen als Basisuntersuchung des Gesichtsschädels folgende Schädelaufnahmen:

Schädel p.-a. 15°

Die Darstellung des gesamten Unterkiefers mit Caput mandibulae gelingt durch einen kaudo-kranialen Strahlengang zur Frankfurter Horizontalen in sagitaler Richtung von posterior nach anterior. Stirn und Nase liegen bei maximaler Mundöffnung dem Stativ an. Die Zentrierung erfolgt auf das Nasenbein.

Schädel p.-a. 0°

Falls die Fragestellung nur Ramus und Corpus mandibulae betrifft oder die Mundöffnung nicht möglich ist, kommt diese Aufnahme zum Einsatz. Dabei kommt es zur Überlagerung der Pyramiden auf die Gelenkregion. Der Mund bleibt dementsprechend bei dieser Aufnahme geschlossen. Nase und Stirn

liegen dem Stativ wiederum an und die Zentrierung erfolgt auf die Nasenspitze.

Nasennebenhöhlenübersichtsaufnahme

In der Form einer Übersichtsaufnahme nimmt die Nasennebenhöhlenaufnahme vor allem bei Mittelgesichtsfrakturen einen hohen Stellenwert ein. Dabei sollen die Nasennebenhöhlen als gesamte Einheit erfasst werden. Eine überlagerungsfreie Darstellung gelingt durch einen kraneo-kaudalen Strahlengang von 10° zur Frankfurter Horizontalen und maximale Mundöffnung. Hierdurch projizieren sich die Pyramiden unterhalb der Kieferhöhlen- und die Keilbeinhöhle in den geöffneten Mund. Die Aufnahme erfolgt am sitzenden Patienten, bei maximaler Mundöffnung und Zentrierung auf die Oberlippe.

Orbitaübersichtsaufnahme

Ebenfalls bei Mittelgesichtsfrakturen inklusive Blow-out-Frakturen kann diese Aufnahme wichtige Informationen liefern. Nase und Kinn liegen hierbei dem Stativ an. Der Mund ist geschlossen und die Zentrierung erfolgt auch hier auf die Nasenspitze.

Gesichtsschädel, axial

Vor allem zur Erfassung der Jochbögen kommt diese Aufnahme zum Einsatz. Sie kann entweder (als klassische, so genannte „Henkeltopfaufnahme“) ohne oder aber mit Verlaufsfolie erfolgen. Letztere ermöglicht eine Abbildung zentraler Schädelstrukturen. Der sitzende Patient nimmt beim „Gesichtsschädel axial“ eine Dorsalflexion des Kopfes vor. Der Mund bleibt geschlossen und die Zentrierung erfolgt auf den Jochbogen.

Gesichtsschädel, seitlich

Die seitliche Gesichtsschädelaufnahme entspricht einer klassischen zweiten Ebene und erfolgt im frontalen Strahlengang. Durch die Überlagerung der paarigen Schädelstrukturen ist diese Aufnahme jedoch nur bedingt zur Frakturdiagnostik verwendbar.

Panoramaschichtaufnahme

Die Panoramaschichtaufnahme ermöglicht durch eine koordinierte Bewegung des Fokus-Bildträger-Systems die Darstellung einer definierten Schicht. Dabei erfolgt die Abbildung von Ober- und Unterkiefer sowie der Kieferhöhlen.

Die folgenden Aufnahmen zeigen Basisuntersuchungen des Gesichtsschädels bei einer lateralen Mittelgesichtsfraktur und einer doppelten Unterkieferfraktur.



Abb. 1.2.1 Schädel p.-a. 15°: Unterkieferfraktur mit paramedianer Frakturlinie (Pfeil)



Abb. 1.2.2 Nasennebenhöhlenübersichtsaufnahme: Pfeil an der Fraktur der Crista zygomaticoalveolaris



Abb. 1.2.3 Orbitaübersichtsaufnahme: Pfeile an der Fraktur des Infraorbitalrandes und des Jochbogens



Abb. 1.2.4 Gesichtsschädel, axial: Pfeil an der Fraktur des Jochbogens



Abb. 1.2.5 Panoramaschichtaufnahme: Doppelte Unterkieferfraktur, Pfeile an Frakturlinien paramedian und am rechten Kieferwinkel

Die Basisuntersuchungen bleiben bei gering ausgeprägten Befunden häufig einen klaren Beweis schuldig. Es bleibt dann lediglich bei einem Fortbestehen der Verdachtsdiagnose (Neumann und Zilkha, 1982). Hierfür sind zum einen der filigrane Aufbau, vor allem der Mittelgesichtsknochen, und zum anderen die

Wiedergabe von dreidimensionalen Strukturen in zweidimensionalen Summationsaufnahmen (mit Ausnahme der Panoramaschichtaufnahme) verantwortlich.

Euler fand beispielsweise heraus, dass Fehllagen von Implantaten, z.B. Osteosyntheseplatten, mit den üblichen Techniken der zweidimensionalen Bildgebung nicht immer vermeidbare Komplikationsmöglichkeiten darstellen (Euler et al, 2001). In einer weiteren Studie zum Vergleich verschiedener Bildgebungsverfahren bei Kniegelenkfrakturen fanden Kotsianos et al. heraus, dass mit konventionellen Röntgenverfahren 93% der Frakturen erkannt wurden. In der überwiegenden Mehrheit der Fälle konnten diese jedoch nicht ausreichend klassifiziert werden, sodass ergänzende Untersuchungen für notwendig befunden wurden (Kotsianos et al., 2002). Weiterhin befanden Schroeder et al. bei der Beurteilung von Orbitabodenfrakturen eine unzureichende Präzision der konventionellen Bildgebung und hielten damals konventionelle Tomographie für unabdingbar (Schröder et al. 1978).

Unterkieferfrakturen gelangen häufig auch durch konventionelle Aufnahmen zu einer befriedigenden Darstellung. Panoramaschichtaufnahme und Schädel p.a. 15° ergänzen sich zur Diagnostik zumeist ausreichend und können gegebenenfalls durch eine Okklusalaufnahme vervollständigt werden.

Die ausreichende Darstellung von **Kiefergelenkfrakturen** mittels konventionellen Aufnahmen erweist sich dagegen als weitaus schwieriger. Panoramaschichtaufnahme bzw. Gelenkprogramme der Panoramaschichtaufnahme, Schädel p.a. 15° und die modifizierte Aufnahme nach Schüller bleiben teilweise einen eindeutigen Nachweis schuldig. Daher wird bei Frakturen im Kiefergelenkbereich, speziell bei einer möglichen Beteiligung der Fossa mandibularis (Rother, 2001) und bei Frakturen des Kiefergelenkfortsatzes (Chacon, 2003), die Anfertigung einer CT empfohlen.

Bei Verdacht einer **Mittelgesichtfraktur** gilt heute die Anfertigung einer CT als Standard (Tanrikulu und Erol, 2001; Austermann, 2002; Tanaka, 2003). Hiermit gilt es eine Beteiligung der Schädelbasis, sowie ein retrobulbäres Hämatom auszuschließen.

Für eine bessere Beurteilung des zahntragenden Systems wird häufig eine PSA zusätzlich angefertigt (Galinski und Högemann, 1999).

Computertomographie

Bei der Computertomographie handelt es sich vereinfacht um folgendes Prinzip, welches 1968 von Hounsfield und Cormack entwickelt und 1979 mit dem Nobelpreis für Medizin bedacht wurde: Die wichtigsten Bestandteile der Computertomographie sind die Röntgenröhre, der Kollimator (Erzeugung eines eng eingegrenzten, fächerförmigen Strahlenbündels) und das Detektorensystem. Diese Komponenten sind zusammen mit dem Hochspannungsgenerator und der Kühlung in der Gantry vereinigt, in welche der Patient, liegend auf dem Lagerungstisch, hereingefahren wird (Abb. 1.2.6.).

Seit der vierten Generation der CT-Einheiten erfolgt eine Rotation der Röhre senkrecht zur Körperachse um den Patienten. Die Detektoren sind in einem installierten Detektorenkranz integriert, welcher beim Auftreffen der Strahlung aktiviert wird (Abb. 1.2.7.). Die Aktivierung der Detektoren entspricht den Intensitätsunterschieden der Strahlung, die nach dem Durchtritt durch den Patienten resultieren. Die Signale werden in elektrische Impulse umgewandelt, die anschließend digitalisiert und der Bildrekonstruktion zugeführt werden. In so genannten Multidetektorensystemen (Multislice-CT) sind mehrere Reihen von Detektoren nebeneinander angeordnet, so dass mit einer Röhrenumdrehung mehr als eine Untersuchungsschicht errechnet werden kann.

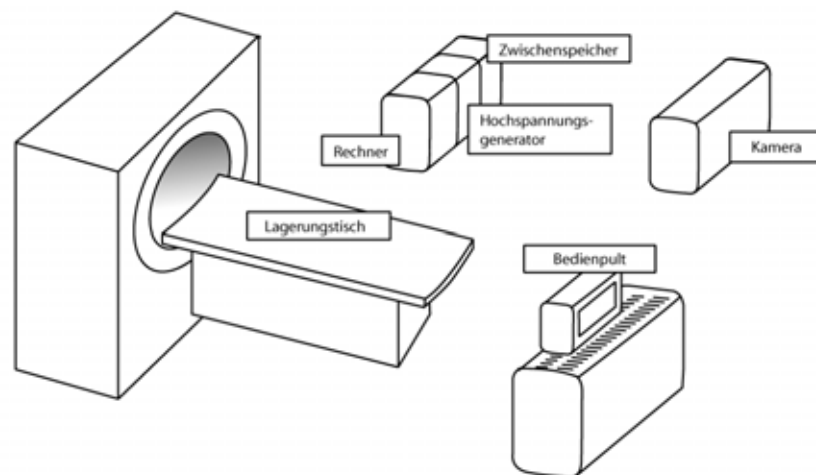


Abb. 1.2.6 Komponenten einer CT-Einheit

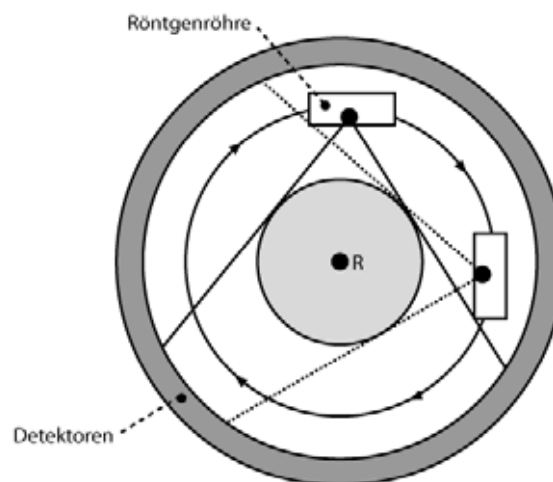


Abb. 1.2.7 Detektorenkranz: CT der 4. Generation, drehbare Röntgenröhre bei immobilem Detektorenkranz. Aktivierung der entsprechenden Detektorenabschnitte bei Auftreffen der Strahlung

Die Röhre dreht sich anschließend z.B. 1° oder $0,5^\circ$ weiter und sendet wieder einen Fächerstrahl aus, dessen Signal ebenfalls, wie vorher, dem Rechner zugeführt wird. Dies geschieht z.B. 180, 360 oder auch 720 mal. Der Rechner setzt die vielen einzelnen Signale dann zu einem Querschnittsbild zusammen. Es

entsteht ein in seiner Dicke einstellbares Querschnittsbild einer bestimmten Region des Körpers. Die Schichtdicke kann für den jeweiligen Untersuchungszweck zwischen etwa 1 mm und 8 mm vorgewählt werden.

Eine Weiterentwicklung der klassischen CT-Aufnahme wurde durch die **Spiral-CT** (Volumetric-CT) erreicht. Neben der Einzelschichtaufnahme besteht bei Geräten der vierten Generation diese alternative Form der Bildakquisition. In einer Spiral-CT erfolgt die Abtastung unter gleichzeitigem Vorschub des Patiententisches nach einer spiralförmigen Abtastfigur. Dadurch kann ein größeres Volumen dargestellt werden, es gibt keine Schichtsprünge mehr und es erfolgt eine Reduzierung der Artefakte, sowie von Partialvolumendefekten.

Die Computertomographie bietet ein enormes Maß an Informationsgehalt und erlaubt besonders bei den feinen knöchernen Strukturen des Mittelgesichts, einem komplexen dreidimensionalen Aufbau oder auch polytraumatischen Verletzungen eine differenzierte Diagnostik. Aus diesen Gründen stellt die CT vor allem in der präoperativen Diagnostik von Mittelgesichtsfrakturen in allgemeiner Übereinstimmung die Methode der Wahl dar (Tanrikulu et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003).

Als wichtigster indikationslimitierender Faktor geht die Durchführung einer CT mit einer erheblichen Strahlenbelastung des Patienten einher. Nachteilig im Umgang mit der CT zu erwähnen bleibt ebenso die komplizierte Handhabung der CT-Einheit. Dabei erscheint diese zudem groß und immobil. Um geometrische Unschärfen zu verhindern und eine Untersuchung mittels CT bei jungen Patienten zu ermöglichen, müssen diese im Rahmen der präoperativen Diagnostik sediert, bzw. in Vollnarkose versetzt werden. Darüber hinaus sind die räumlichen Voraussetzungen nicht in jeder Klinik gegeben und der Zeit- und Kostenaufwand sind beträchtlich.

Digitale Volumentomographie – New Tom

Die DVT (Digitale Volumentomographie) zeichnet sich durch die Aufnahme eines digitalen Datensatzes aus, der durch einmaligen Umlauf um den Patienten gewonnen wird. Aus diesem Datensatz lassen sich beliebige Einzelschichten oder auch eine Gesamtdarstellung errechnen und zur Abbildung bringen. Dieses Aufnahmeprinzip kommt ebenso bei dem isozentrischen C-Bogen zur Anwendung und heißt „cone-beam-computed-tomography“ (CBCT, siehe Abschnitt 2.2). Das derzeit im klinischen Einsatz am weitesten verbreitete CBCT-System ist das New Tom DVT 9000 (New Tom Deutschland AG) (Abb.1.2.8.).



Abb. 1.2.8 DVT: New Tom 9000 aus der Poliklinik für Röntgendiagnostik des Zentrums für Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf

Das New Tom DVT 9000 wurde speziell für den Einsatz am Kopf entwickelt und ist daher in seinen Abmessungen platz sparend konstruiert (Rother, 2001). Die erste Generation dieses Systems erstellt bei einem 360° Umlauf um den Patienten 360 Einzelaufnahmen, welche als Grundlage für den dreidimensionalen Datensatz dienen. Das untersuchte Volumen hat eine Höhe von 10 cm und einen Durchmesser von 12 cm. Ein Umlauf dauert etwa 76 Sekunden, wobei die effektive Expositionszeit ca. 18 Sekunden beträgt (Möbes, 2000) und zu einer

Dosisbelastung von zirka einem Sechstel im Vergleich zu einer traditionellen Spiral CT führt (Mozzo, 1998). Laut Hersteller liegt diese Belastung bei 6 mSv. Seit der Novellierung der Röntgenverordnung vom 01.07.2002 ist die digitale Volumentechnik ein dreidimensionales bildgebendes Verfahren der Zahnheilkunde.

Die Bildqualität übertrifft dabei die einer konventionellen Aufnahme, bietet eine sehr hohe Auflösung, vor allem von Kortikalis und Spongiosa, und bringt sogar Weichgewebe zur Abbildung (Jaffray, 2000). Es besteht die Möglichkeit aus dem gewonnenen Datensatz eine rekonstruierte Panoramaschichtaufnahme errechnen zu lassen. Die konventionellen Panoramaschichtaufnahmen zeigen sich jedoch, wie bei der Beurteilung von impaktierten Weißheitszähnen ermittelt wurde, den rekonstruierten Aufnahmen überlegen (Pawelzik, 2002).

Zum Einsatz kommt die DVT vor allem im Zusammenhang mit zahnmedizinischen Fragestellungen, z.B. im Rahmen operativer Weisheitszahnentfernungen (Heurich, 2002) oder der implantologischen Diagnostik (Möbes, 1999). Dies liefert eine Erklärung dafür, dass die meisten Einheiten in Deutschland bei niedergelassenen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen im Einsatz sind. Ziegler et al. kamen zu dem Schluss, dass die digitale Volumentechnik bei Fragestellungen der oralen und maxillofazialen Chirurgie eine wertvolle Alternative zur CT im routinemäßigen Einsatz darstellt (Ziegler et al., 2002).

Im Jahr 2004 wurde die nachfolgende Generation des New Tom 9000 durch die Firma „QR s.r.l.“, Verona, Italien vorgestellt. Beim New Tom 3G konnte, nach firmeneigenen Angaben, das dargestellte Volumen auf 13 x 13 cm gesteigert, die Scanzeit auf 36 Sekunden reduziert und die effektive Expositionszeit bei einer Standarduntersuchung auf 5,4 Sekunden gesenkt werden (Firma OR s.r.l., Italien). Des Weiteren wurde die Software weiter in Richtung zahnmedizinischen Einsatz modifiziert.

Mittlerweile haben auch weitere Hersteller dieses Verfahren aufgegriffen und integriert (KAVO, Sirona, I-CAT, Accuitomo, Planmeca). Eine Reflektion dieser erweiterten Angebotsbreite legt eine vorhandene Nachfrage auf dem Gebiet der digitalen Volumentomographie nahe und lässt einen positiven Ausblick auf eine Etablierung im Bereich der dreidimensionalen Bildgebung zu. Breit angelegte wissenschaftliche Studien zum klinischen Einsatz, welche einen längeren Zeitraum dokumentieren, bleiben jedoch abzuwarten.

1.3 Probleme bei der Darstellung von Gesichtsschädelfrakturen

Die Anatomie des Gesichtsschädels, insbesondere des Mittelgesichts, stellt höchste Anforderungen an die Bildgebung zur Diagnostik und Therapie bei Frakturen.

Die Basisaufnahmen stellen dabei in einzelner Ausführung oftmals nicht ein probates Mittel zur Darstellung der häufig betroffenen Mittelgesichtsstrukturen dar. Aus diesem Grund müssen speziell zur Beurteilung von Infraorbitalrand, Orbitaboden, Crista zygomaticoalveolaris, Sutura temporozygomatica und Sutura frontozygomatica zumeist mehrere konventionelle Summationsaufnahmen kombiniert werden oder gleich eine Aufnahme zur Abklärung mehrerer Schichten in allen Raumebenen angefertigt werden.

Das Mittelgesicht enthält bei einem insgesamt sehr kompakten, dreidimensionalen Aufbau zugleich sehr fragile Knochen, was die suffiziente Interpretation von Röntgenbildern erschwert (Chen et al., 2003). Zu einer Fehlinterpretation als Frakturlinie kann es beispielsweise durch Überlagerungen von Septen oder bei physiologischen Suturen kommen. Durch einen traumatischen Hämatosinus oder durch bereits bestehende Vorerkrankungen im Bereich der Kieferhöhle können signifikante Strukturen überdeckt werden.

Besonders die Beurteilung des grazen Orbitabodens kann durch Überlagerungen anderer Knochen oder aber periorbitaler Ödeme erschwert sein. So wurde bereits 1978 in einer Studie von Schroeder et al. erkannt, dass mit einer konventionellen Nasennebenhöhlenaufnahme nur 25% (6) der untersuchten isolierten Orbitabodenfrakturen (n = 24) durch das Bild des „hängenden Tropfen“ nachgewiesen werden konnten. Jeweils neun Fälle wurden mit einer uncharakteristischen Kieferhöhlenverschattung bzw. ohne ein erkennbares Frakturzeichen befundet (Schroeder et al., 1978).

Weiterhin kommen spezielle Anforderungen an die Bildgebung durch chirurgische Therapieformen der maxillofazialen Region hinzu. Die hohe Auflösung auch kleinerer, knöcherner Objekte in unmittelbarer Nähe zu metallischen Fremdkörpern ist beispielsweise im Rahmen einer implantologischen Versorgung

in Regio der Sinus maxillares oder einer Plattenosteosynthese gefordert. Dabei können Artefakte ihren Ursprung sowohl von diesen metallischen Fragmenten, als auch von vorhandenen metallischen Restaurationen der Zähne nehmen und hierdurch eine genaue Diagnostik der umliegenden Knochenstruktur erschweren.

In allgemeiner Übereinstimmung gilt für die präoperative Diagnostik des Mittelgesichts die Computertomographie als Goldstandard (Tanrikulu et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003). In der postoperativen Kontrolle wird vor allem im amerikanischen Raum ebenfalls eine CT empfohlen (Manson, 1999). Im europäischen Raum sind solche Empfehlungen auf Grund der beschriebenen Nachteile einer CT-Untersuchung weniger zu finden.

Als hauptsächliche Nachteile der Computertomographie sind die Strahlenbelastung des Patienten und die Kosten für Anschaffung, Unterhalt der Einheit sowie Durchführung einer Untersuchung anzugeben. So ist eine grundsätzliche Empfehlung zur postoperativen Diagnostik mittels CT fraglich. Bei besonderen Fragestellungen oder Komplikationen während oder nach der Reposition ist diese jedoch gerechtfertigt.

1.4 Frakturversorgung des Gesichtsschädels

Um das Ziel der Wiederherstellung von anatomischer Originalstruktur und ursprünglicher Funktion bestmöglich erreichen zu können, hat sich bei der Therapie von Frakturen des Gesichtsschädels weitestgehend die operative Behandlung mittels Plattenosteosynthese durchgesetzt. So wurde sowohl bei Mittelgesichts- als auch Unterkieferfrakturen die Versorgung mittels Miniplattenosteosynthese als Standard bezeichnet (Horch und Herzog, 1997; Austermann, 2002). In Ausnahmefällen kann eine konservative Frakturbehandlung mittels Schienung (z.B. Drahtbogen-Kunststoff-Schiene nach Schuchardt, Minioplastschiene) oder bei nicht zur Verfügung stehenden Platten und Schrauben, sowie einer provisorischen Versorgung, eine Drahtaufhängung indiziert sein.

Die zunächst zur Versorgung von Frakturen des Mittelgesichts eingesetzten Miniplatten konnten sich mittlerweile auch in vielen Fällen einer übungsstabilen Versorgung von Unterkieferfrakturen bewähren und haben die anfänglichen Zweifel an deren Funktionalität entschwinden lassen. Die verwendeten Schrauben haben meist einen Durchmesser von 1,5-2 mm. In den bei der Mikroplattenosteosynthese zum Einsatz kommenden Schrauben mit einem Durchmesser von nur 1 mm erfuhr die Plattenosteosynthese eine weitere Miniaturisierung, denen auch die Anforderungen moderner Bildgebung Rechnung zu tragen hat. Die Mikroplattenosteosynthese findet in der Fixation kleinster Knochenfragmente im Nasoethmoidal- und Periorbitalbereich ihren Indikationsbereich.

Die Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen mittels Miniplattenosteosynthese brachte zwar eine eindeutige Verbesserung der klinischen Ergebnisse (Härtel, 1991), jedoch bleibt nach einer Studie von Girotto aus dem Jahr 2001 der Anteil der wieder berufstätigen Patienten nach schweren Mittelgesichtsfrakturen unter 60% (Girotto et al., 2001). Diese Patienten berichten auch noch 3 bis 12 Jahre nach dem Eingriff über Doppelbilder (21%), Nasennebenhöhlenbeschwerden (39,5%) und Sensibilitätsstörungen (51%).

Der hohe Anteil von über persistierende Beschwerden klagenden Patienten nach einer operativen Frakturversorgung des Gesichtsschädels und die unter anderem

auch von der suffizienten operativen Versorgung innerhalb der ersten Woche nach dem Trauma (Bergler et al, 1997) abhängenden Chancen auf eine vollständige Genesung lassen auf die Notwendigkeit einer schnellen und präzisen Versorgung solcher Frakturen schließen. Eine solche Forderung erscheint daher verknüpft mit einer flexiblen und schnellen Kontrolle der korrekten Frakturversorgung. Bei konsequenter Umsetzung liegt der Schritt zu einer intraoperativen Kontrolle des Behandlungsergebnisses nah.

Die Aufnahme eines dreidimensionalen Datensatzes mit beliebigen Schnitten erlaubt im Vergleich zu zweidimensionalen Methoden (Durchleuchtung, konventionelle Röntgenbilder), vor allem in Grenzfragen, eine zuverlässigere Befundung, wie Euler et al. bei der Beurteilung von Osteosynthesen an Talushalsfrakturen feststellen konnten (Euler et al, 2001). Gerade im Zusammenhang mit Schraubenfehlagen im Rahmen dieser Osteosynthesen wurde erkenntlich, dass eine Beurteilung mittels isozentrischen C-Bogen dem bisherigen Verfahren (intraoperative Durchleuchtung und postoperative Röntgenkontrolle) bei der Versorgung von Frakturen überlegen ist (Euler et al, 2001). Dieses Erfolg versprechende Fazit ermutigte zu den durchgeführten Untersuchungen am Gesichtsschädel. Diese Arbeit umfasst die ersten Eindrücke eben dieser Umsetzung einer intraoperativen Kontrolle des Behandlungsergebnisses nach Frakturversorgungen des Mittelgesichts im Kopf- und Neurozentrum des Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf.

1.5 Intraoperative Bildgebung

Der präoperative Standard Computertomographie wurde bereits belegt, genauso wie die postoperativ schwankenden Angaben in Ihren Forderungen nach einer bestimmten Modalität. Für die intraoperative Repositionskontrolle im Bereich der Unfallchirurgie galt in der Vergangenheit vor allem die Durchleuchtung als eine häufig verwendete Alternative (Abb. 1.5.1).

Die Durchleuchtung ermöglicht die dynamische Röntgenbilddarstellung auf einem Monitor mittels Bildverstärkertechnik. Die Verwendung eines Bildverstärkers gilt heute als Standard und hat im Vergleich zu der früher verwendeten Fluoreszenzschirmdurchleuchtung zu einer deutlichen Dosisersparung geführt (Reiser, 2004). Der Patient ist bei der Durchleuchtung einer kontinuierlichen, bzw. bei der gepulsten Durchleuchtung zwar einer intermittierenden, aber dennoch verhältnismäßig hohen Röntgenbelastung ausgesetzt.



Abb. 1.5.1 Durchleuchtungsaufnahme eines zehn Jahre alten Patienten mit intraorbitalem Diabolo rechts (Pfeil)

Im Falle einer intraoperativen Kontrolle mittels Durchleuchtung erscheint vor allem diese hohe Strahlenbelastung im Verhältnis zur diagnostischen Aussagekraft von Nachteil. Wie Thurn schon im vergangenen Jahrzehnt feststellte, entstehen die größten Dosisbelastungen im Feld der Röntgendiagnostik durch unnötige und zu lange Durchleuchtungen. Aus diesem Grund forderte er die Indikation zur Durchleuchtung auf ein Minimum zu reduzieren, die Durchleuchtungszeit möglichst kurz zu halten, das Durchleuchtungsfeld zu minimieren und die Durchleuchtung im Bereich der Keimdrüsen gänzlich zu unterlassen (Thurn, 1992). In vielfältiger Weise konnte, unter anderem durch Holmes, belegt werden, dass Durchleuchtungen ehemals zu einer enormen Strahlenbelastung für den Patienten geführt haben (Holmes, 1986 und 1990).

Zwar konnte durch die Anwendung der gepulsten Durchleuchtung die Strahlendosis im Verhältnis zur kontinuierlichen Durchleuchtung um bis zu 90% gesenkt werden (Hoffmann, 1997), jedoch erscheint der Informationsgewinn im Allgemeinen geringer und eine suffiziente Repositonskontrolle nicht immer gewährleistet. Mit Durchleuchtungsverfahren allein kann die exakte Lage einer Schraube nicht immer ausreichend sicher beurteilt werden (Rock et al., 2001). So wurden z.B. bei postoperativen CT-Kontrollen von Pedikelschrauben nach herkömmlicher, transpedikulärer, durchleuchtungskontrollierter Verschraubung erhebliche Fehlplatzierungsraten beobachtet (Jerosch et al., 1992).

Neben der Durchleuchtung hat sich in der Vergangenheit die Sonographie als intraoperatives, bildgebendes Verfahren etabliert. Die Bildgebung mit einem Ultraschallgerät erfolgt nach dem so genannten Echo-Impuls-Verfahren. Ein elektrischer Impuls eines Hochfrequenzgenerators wird im Schallkopf durch den piezoelektrischen Effekt in einen Schallimpuls umgesetzt und ausgesendet. Die Schallwelle wird an Inhomogenitäten der Gewebestruktur teilweise oder vollständig gestreut und reflektiert. Ein zurücklaufendes Echo wird im Schallkopf in ein elektrisches Signal umgewandelt. Anschließend verstärkt eine Elektronik das Signal, wertet dieses aus und kann es auf verschiedene Weise an den Anwender ausgeben. Die Vorteile einer nichtinvasiven, strahlenexpositionssfreien Untersuchungsmethode kommen im Feld der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie jedoch durch die schlechte Darstellbarkeit knöcherner Strukturen nicht zum

Tragen. Aus diesem Grund beschränkt sich die Sonographie im maxillofazialen Gebiet vor allem auf einen Einsatz bei geschlossenen Jochbogenrepositionen (Friedrich und Volkenstein, 1991), wurde aber auch für die Frakturdiagnostik des Nasenbeines beschrieben (Danter et al, 1996).

Die von Giroto et al. im Jahr 2001 beschriebenen persistierenden Beschwerden nach plattenosteosynthetischer Versorgung von schweren Mittelgesichtfrakturen (Doppelbilder 21%, Nasennebenhöhlenbeschwerden 39,5% und Sensibilitätsstörungen 51%) und der daraus resultierende geringe Anteil der wieder berufstätigen Patienten nach 3 bis 12 Jahren von unter 60%, fanden bereits Erwähnung (Giroto et al., 2001). In Zusammenhang mit der erhöhten Schwierigkeit einer Korrekturoperation (Reosteotomien, Knochenonlaytransplantate oder die Einpflanzung von alloplastischen Materialien) bei nicht erfolgter oder nicht ausreichender Primärversorgung im Vergleich zur Versorgung frischer Verletzungen (Cohen und Kawamoto, 1992), verfestigt sich die Forderung nach einer frühzeitigen, also intraoperativen Repositionskontrolle. Bestätigt wird dies ebenso durch die publizierten Studien einer nötigen Revision bei der Behandlung einer Mittelgesichtsfraktur nach intraoperativer CT-Kontrolle. Hoelzle et al. kamen in 15% und Stanley in 8% der Fälle zu der Notwendigkeit einer Revision (Stanley, 1999; Hoelzle et al., 2001).

Die Beschreibung eines mobilen Computertomographen (Tomoscan M, Philips Medical Systems, Eindhoven, Niederlande) erscheint zur Anwendung im intraoperativen Einsatz eine interessante Option zu sein. Erstmals eingesetzt bei einer intraoperativen Kontrolle einer Mittelgesichtsfrakturversorgung wurde dieses System von Stanley im Jahre 1999 (Stanley, 1999). Des Weiteren sind lediglich wenige andere Veröffentlichungen zu diesem Thema erschienen. Hoffmann bilanziert nach seinen ersten Erfahrungen mit einer solchen Einheit, dass der hohe technische Aufwand bei eingeschränktem Indikationsspektrum keine routinemäßige Verwendung dieser Methode rechtfertigt (Hoffmann et al., 2002). Weiterhin erlaubt die intraoperative Schichtbildgebung zwar eine sehr gute Repositionskontrolle, aber ausschließlich in axialen Schichten. Sekundäre koronare Rekonstruktionen waren nur mit sehr hohem Zeitaufwand und mit unzureichender Bildqualität möglich (Hoffmann et al., 2002). Letztendlich bleibt

noch die hohe Dosisbelastung für den Patienten zu erwähnen, weswegen Hoffmann eine mehrfache Kontrolle des Behandlungserfolges mit einem mobilen Computertomographen ausschließt.

Die Dosisreduktion im Vergleich zur Computertomographie stellt sich als einer der Vorteile der Cone-Beam-Computed-Tomography (CBCT, siehe 2.2), wie sie auch im Siremobil Iso-C^{3D} angewandt wird, dar. Euler bilanzierte viel versprechend nach seiner Untersuchung von Schraubenosteosynthesen peripherer Gelenke mittels des isozentrischen C-Bogens, dass sich diese Technik als tragende Säule der intraoperativen Bildgebung etablieren wird (Euler et al., 2001).

Die intraoperative Bildgebung ist bei zukunftsbezogener Betrachtung besonders im Rahmen von intraoperativen Navigationssystemen der Gesichtschirurgie interessant. Diese Systeme finden zunehmend Verwendung und bedingt durch diese steigende Popularität gewinnt auch die intraoperative Bildgebung zunehmend an Bedeutung (Haßfeld und Mühling, 2001).

1.6 Historischer Entwicklungsweg des Siremobil Iso-C^{3D}

Bis zum heutigen Modell des isozentrischen C-Bogens war es ein langer Entwicklungsweg. Viele Modelle reihten sich in eine lange Kette und brachten Stück für Stück Weiterentwicklungen. Veränderungen ergaben sich durch ein Wechselspiel aus Neuerungen des allgemeinen technischen Fortschrittes und gezielten Entwicklungen, die Ihren Anstoß an Problemen des klinischen Alltags nahmen. In diesem Abschnitt soll der Entwicklungsweg skizziert und eine Übersicht zur Orientierung geben werden. Als Grundlage für diese Übersicht diene, sofern nicht anders angegeben, Material von Siemens MedArchiv (Siemens AG, Erlangen).

Die Gerätereihe nahm Ihren Anfang gegen Mitte der Fünfziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts mit der **Siemens-Bildverstärker-Durchleuchtungseinheit** (1957, Abb. 1.6.1). Schon damals ging der Trend hin zu flexibel einsetzbaren, mobilen Geräten, die der Berücksichtigung moderner Operationsmethoden Rechnung trugen. Dabei beschränkte sich die Nutzung dieses Gerätes noch auf die klassische Durchleuchtung.

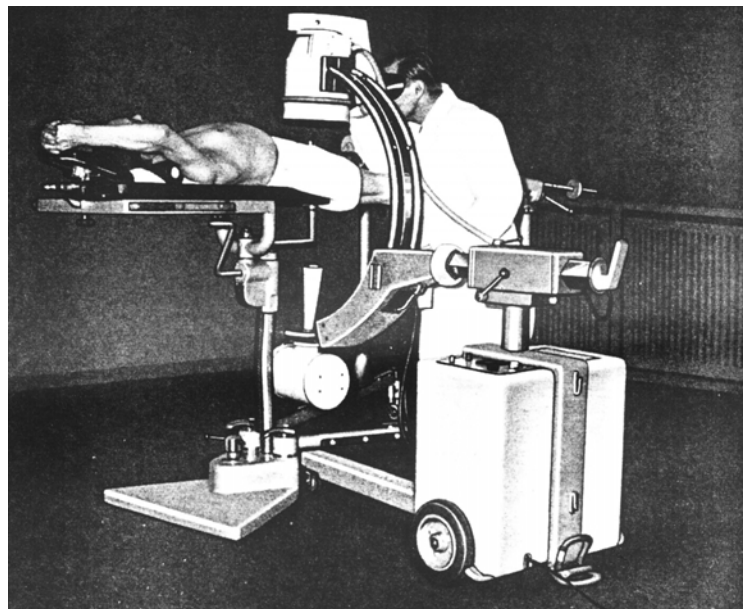


Abb. 1.6.1 Siemens-Bildverstärker-Durchleuchtungseinheit, 1957: Einstellung bei Oberschenkeldurchleuchtung (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Die Betrachtung von Durchleuchtungen stellte zu diesem Zeitpunkt ein großes klinisches Problem dar. Die Bildqualität war hinsichtlich Kontrast und Detailerkennbarkeit nur mäßig. Für eine bestmögliche Beurteilung war es notwendig eine völlige Verdunkelung des Raumes herbei zu führen. Der Betrachter musste deswegen eine zehn- bis zwanzigminütige Adaption der Augen an die völlige Dunkelheit in Kauf nehmen. Diese Situation ließ sich in den klinischen Operationsablauf nicht befriedigend integrieren und machte Neuerungen nötig.

Da sich aus strahlenhygienischen Gesichtspunkten eine Dosiserhöhung zur besseren Darstellung ausschloss, bediente sich diese Durchleuchtungseinheit eines Bildverstärkers, der vom grundsätzlichen Aufbau auch heute noch Anwendung findet und unter „Grundlagen chirurgischer Bildverstärker“ detaillierter erläutert wird. Des Weiteren erfolgte die Betrachtung mittels einer speziellen Betrachtungsoptik (Abb. 1.6.2).



Abb. 1.6.2 Bildverstärkerhaube mit schwenkbarer Betrachtungsoptik des Bildverstärkers, 1957 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Die Betrachtungsoptik war anatomisch geformt und gewährleistete auch Brillenträgern eine Abschirmung gegenüber störendem Nebenlicht. Zur Anpassung an Größe und Position des Betrachters war es möglich, die

Betrachtungsoptik schräg nach oben und unten, später auch in der Horizontalen zu verstellen. Weiterhin war durch eine Fehlsichtigkeitskorrektur die Kompensation von Kurz- und Weitsichtigkeit möglich. In Verbindung mit der durch den Bildverstärker bedingten, helleren Darstellung bedeutete dies einen enormen Fortschritt.

Zur Dokumentation des Durchleuchtungsbefundes war es möglich an die Bildverstärker-Schutzhaube eine Halterung für eine Fernrasterblende und für Kassetten anzusetzen. Damit war es möglich eine klassische Aufnahme mittels eines Röntgenfilmes zu erstellen.

Das Gerät von 1957 verfügte durch einen Schwenkarm und Querrollen über für damalige Verhältnisse außerordentliche Mobilität. Bis heute wird die Mobilität durch das gleiche Prinzip gewährleistet.

Die Flexibilität im Sinne der Einstellungsmöglichkeiten ergab sich durch eine Verschiebung des Röntgengenerator-Bildverstärker-Systems entlang der Kreisbogenführung von 105° und einen Durchmesser von 100 cm. Der Querarm, an dem die Kreisbogenführung befestigt ist, ließ sich in der Horizontalen um 25 cm verschieben, sowie um 25° um die vertikale Stativachse schwenken. 1962 findet auch eine elektromotorische Anhebung des gesamten Systems und eine Schwenkung der gesamten Kreisbogenführung um 180° um den horizontalen Querarm Erwähnung. Die sichere Positionierung des Gerätes in der gewünschten Einstellung wurde durch eine Zentral-Fußbremse des fahrbaren Stativs, sowie durch eine elektromagnetische Arretierung des Bildverstärkersystems gewährleistet.

Sehr different gegenüber den heute verwendeten Hochfrequenz-Multipuls-Generatoren erscheint jedoch die damalige Ausstattung mit dem Röntgengenerator MONODOR. Dieser Generator war ein Einpulsgenerator mit kontinuierlich regelbarer Durchleuchtungsleistung von 0,5 bis 3 mA und einer in acht Stufen justierbaren Aufnahmespannung von 42 bis 90 kV. Die Aufnahmezeit wurde mittels eines Handzeitschalters zwischen 0,1 und 0,9 Sekunden, bzw. 1 bis 6 Sekunden manuell eingestellt.

Die durch den Bildverstärker verbesserten Betrachtungsmöglichkeiten ließen jedoch immer noch viele Wünsche offen und erfuhren eine weitere Verbesserung, als Anfang der Sechziger Jahre zusätzlich zu der beschriebenen Betrachtungsoptik an den Bildverstärker eine Fernsehkamera angeschlossen wurde. Bei dieser Technik machte man sich den Vorgang der Kreisflächen-Abtastung zu Nutze, welche eine Umwandlung in, sowie mehrfache Verstärkung von Videosignalen ermöglichte. Bei der Kreisflächen-Abtastung wurde das Bildverstärker-Ausgangsbild auf der so genannten Signalplatte der Fernsehkamera abgebildet und dort in ein elektrisches Ladungsbild umgewandelt. Das Ladungsbild wurde anschließend mittels eines Elektronenstrahls 25 mal pro Sekunde in 625 Zeilen abgetastet und dadurch in entsprechende Spannungsschwankungen umgewandelt, welche dem Videosignal entsprachen. Die Signalplatte wurde im Falle dieses Gerätes vergrößert, wodurch bei einer vollen Nutzung der Signalplattenfläche eine Vergrößerung der Rasterfläche und dadurch eine Verbesserung der Bildauflösung erzielt werden konnte.

Die Betrachtung erfolgte über einen auf einem zusätzlichen Wagen befindlichen Bildschirm. Der Bildschirm brachte wesentliche Vorteile mit sich: Das Durchleuchtungsbild konnte von allen an der Operation beteiligten Personen in einem hellen Raum gleichzeitig beobachtet werden, womit die Möglichkeit zur sofortigen Diskussion gegeben wurde. Schärfeneinstellung und Empfindlichkeitseinstellung waren automatisiert. Der Bildkontrast war regulierbar, wodurch zusätzlich zu dem größeren Abstand der anwesenden Betrachter zu der Strahlenquelle eine Verbesserung des Strahlenschutzes erzielt wurde, da der Patient dosissparender durchleuchtet werden konnte. Weiterhin war es nun möglich über ein Zweitgerät die Aufzeichnungsmöglichkeiten zu verbessern, indem dieses fotografisch oder „kinematografisch“ dokumentiert wurde. Über den Anschluss weiterer Bildschirme waren von nun an auch Fernübertragungen in andere Räume möglich. Die Fernübertragungen kamen vor allem der medizinischen Ausbildung zu Gute.

Die Betrachtungsform via Bildschirm überzeugte schnell und verdrängte, nach einer schrittweisen Verbesserung, die Betrachtungsoptik aus dem klinischen Gebrauch. Zunächst konnte diese noch durch einige Handgriffe gegen die

Fernsehkamera ausgetauscht werden. In der nachfolgenden Modellreihe **SIREMOBIL**, Mitte der Sechziger Jahre, erfolgte die Betrachtung nur noch über die Fernseheinrichtung (Abb. 1.6.3).



Abb. 1.6.3 Die erste Einheit SIREMOBIL 1 aus dem Jahr 1966 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

SIREMOBIL 2 (Abb. 1.6.4) brachte 1969 eine Reihe von neuen Eigenschaften. Der Röntgengenerator MONODOR wurde durch das Modell SIREPHOS ersetzt. Dieser war erstmals ein Zweipuls-Generator und nutzte durch die Anordnung von vier Gleichrichtern (Ventilen) auch die zweite Halbwelle aus (Graetz-Schaltung). Hierdurch konnte die Leistung enorm gesteigert werden, was sich gleich mehrfach positiv auswirkte. Die Aufnahmezeit bei Röntgenaufnahmen verkürzte sich, was zu einer Reduktion der Bewegungsunschärfe und einer Kontrastverbesserung führte. Zusätzlich konnte durch eine Fokusverkleinerung auf $1,4 \text{ mm}^2$ die geometrische Unschärfe reduziert werden. Die Einstellung der Aufnahmezeit erfolgte jetzt elektronisch und variierte zwischen 0,1 und 5 Sekunden.

Neu waren auch die bis dato im Wesentlichen erhaltenen zusätzlichen Einblendungen. Die halbtransparente Primärblende verhinderte das Überstrahlen der Randbereiche, was vor allem bei der Durchleuchtung von Extremitäten nützlich war. Die ansonsten überstrahlten Bereiche übten eine Blendwirkung aus und führten zu einer Kontrastminderung. Die Kleinfeldeinblendung verminderte vor allem bei der Darstellung von kleinen oder kontrastschwachen Objekten das durchstrahlte Patientenvolumen und setzte dadurch die entstehende Streustrahlung herab. Die Kleinfeldeinblendung führte dadurch zu einer erhöhten Detailerkennbarkeit und besserem Kontrast.

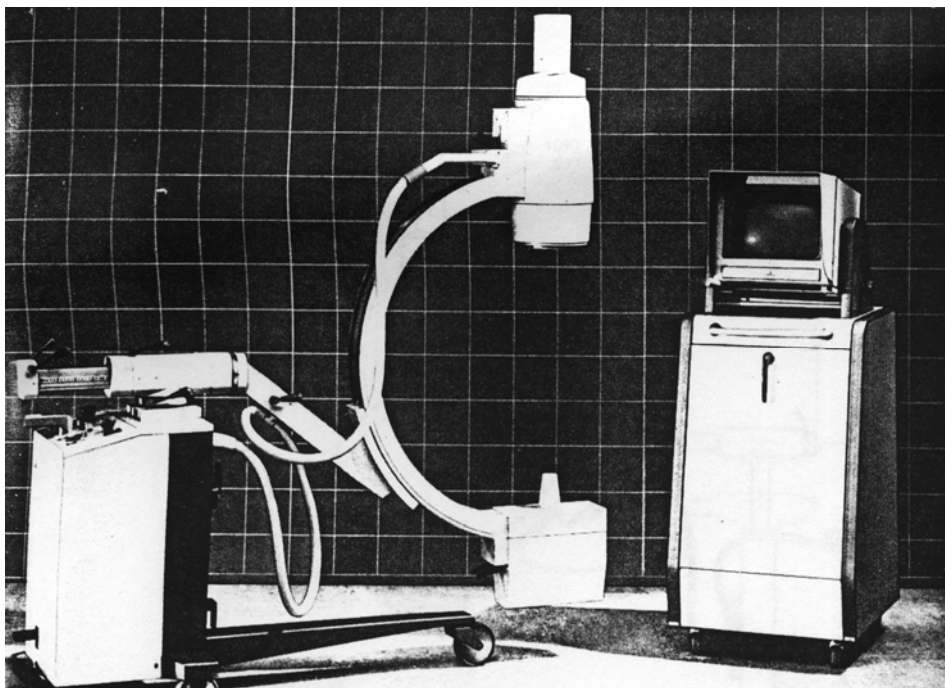


Abb. 1.6.4 SIREMOBIL 2, 1969: Ansicht Einheit und Röntgen-Fernseheinrichtung zum SIREMOBIL 2 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Ein Schritt zu höherem Bedienkomfort und vereinfachter Handhabung wurde durch die Integration der Automatischen Dosisleistungsregelung (ADR) erreicht. Die ADR passte innerhalb weniger Zehntelsekunden den verwendeten Durchleuchtungsstrom und die Durchleuchtungsspannung an die Absorption des untersuchten Objektes an. Zuvor musste man sich an der dicksten Stelle des untersuchten Bereiches orientieren und diese Einstellungen beibehalten. Gerade bei der Anwendung im Bereich der Extremitäten bedeutete diese Neuerung für

den Betrachter eine gleich bleibende Bildhelligkeit und für Personal und Patient eine Dosisersparung.

Die zunehmende Technisierung der C-Bögen mit dem jetzt vorhandenen „Fernsehwagen“ und den damit verbundenen Verkabelungen standen im Gegensatz zu den gestiegenen Anforderungen im Bereich der Hygiene und dem benutzerfreundlichen Vorteil der Mobilität. In puncto Hygiene fiel bei dem Vorgängermodell vor allem die nur unzureichend mögliche Desinfektion der C-Bogen-Lagerung negativ auf. Bei dem SIREMOBIL 2 wurden Lagerung und Halterung umgestaltet und befanden sich jetzt auf der dem Operationsfeld abgewandten Seite. Die zugewandte Seite war nun völlig glatt und leichter zu reinigen. Die Neugestaltung der Lagerung ermöglichte auch die Berücksichtigung von Halterungen zur Abdeckung. Die sterilisierbaren Abdeckungen waren ein optionales Zubehör und erleichterten die Einhaltung der aseptischen Situation im OP. Das Problem der Verkabelung sollte durch eine spezielle Kabelführung vermindert werden, konnte allerdings erst in den Neunziger Jahren durch die vollständig integrierten Kabel des SIREMOBIL Iso-C deutlich verbessert werden.

Die Mobilität konnte gleich in mehreren Aspekten gesteigert werden. Zum einen wurden die Abmessungen und das Gewicht reduziert, zum anderen wurde der motorische Hubbereich gegenüber dem Vorgängergerät um 16 cm von 34 auf 50 cm erhöht und der Schwenkbereich erweitert. Dadurch konnten neue Anwendungsmöglichkeiten erschlossen werden. Die „Über-Tisch-“ und „Unter-Tisch-Positionen“ ermöglichten beispielsweise Einsätze bei Nierenoperationen und in der Hand-Chirurgie. Der von 90° auf 115° vergrößerte Schwenkbereich verschaffte mehr Spielraum und reduzierte die notwendigen Umpositionierungen des Gerätes.

Das SIREMOBIL 2 wurde in den folgenden Jahren immer wieder punktuell verbessert. So wurde beispielsweise gegen Mitte der Siebziger Jahre mit dem SIREMOBIL 2H ein Gerät vorgestellt, welches über einen verbesserten Bildschirm verfügte, den VIDEOMED H. Dieser Bildschirm konnte doppelt so viele Zeilen zur Darstellung bringen (1249 statt 625) und verfügte über eine um das doppelte gesteigerte Bandbreite von 25 Hz (statt 12 Hz). Damit konnten Detailerkennbarkeit, Schärfe und Auflösung gesteigert werden. Weiterhin sollte

hierdurch weniger ermüdendes Arbeiten durch eine über den Bildschirm verteilte, gleichmäßigere Auflösung und weniger Überstrahlungen gewährleistet sein.

Schon zu dieser Zeit ließ sich der Trend erkennen, das Grundgerät mit speziellen Zusatzvorrichtungen zu individualisieren. Damit war es möglich, das Leistungsspektrum der Einheit den Anforderungen anzupassen. Optional konnte man das SIREMOBIL 2 mit einem Einzelbildspeicher ausstatten. Der so genannte MEMOSKOP speicherte automatisch das letzte Durchleuchtungsbild oder konnte ein beliebiges Bild auf Tastendruck speichern. Hierdurch konnte die Dosisbelastung erneut gesenkt werden. Gleichzeitig stellte es auch den ersten Schritt in Richtung der digitalen Dokumentation von Untersuchungsbefunden dar, denn die Speicherfähigkeit des im SIREMOBIL 3 nachfolgenden digitalen MEMOSKOP-D wurde fortwährend gesteigert. Weitere optionale Zusatzgeräte im Rahmen der Befunddokumentation waren das auf Polaroid-Film-Technik basierende photographische VIDEOSPOT H und der Bandspeicher SIRECORD.

Im Zusammenspiel mit einer zweiten SIREMOBIL 2-Einheit oder der fest montierten Durchleuchtungseinheit ARCOSKOP 100-OP war es nun auch möglich, Durchleuchtungen zeitsparend in zwei Ebenen durchzuführen.

Ein großer Schritt Richtung digitale Technik erfolgte gegen Anfang der Achtziger Jahre durch das **SIREMOBIL 3** (Abb. 1.6.5). Neben der Integration einer Doppelfokus-Röntgenröhre mit kleineren Brennflecken zur besseren Detailerfassung und einem neuen, motorisch ferngesteuerten Blendensystem zur besseren Einblendung des Untersuchungsgebietes, wurde eine Formatschaltung des Bildverstärkers von 17 cm auf 10 cm ermöglicht. Dadurch war es möglich, eine elektronische Bildvergrößerung (Zoom) durchzuführen, eine zu diesem Zeitpunkt herausragende Neuerung.

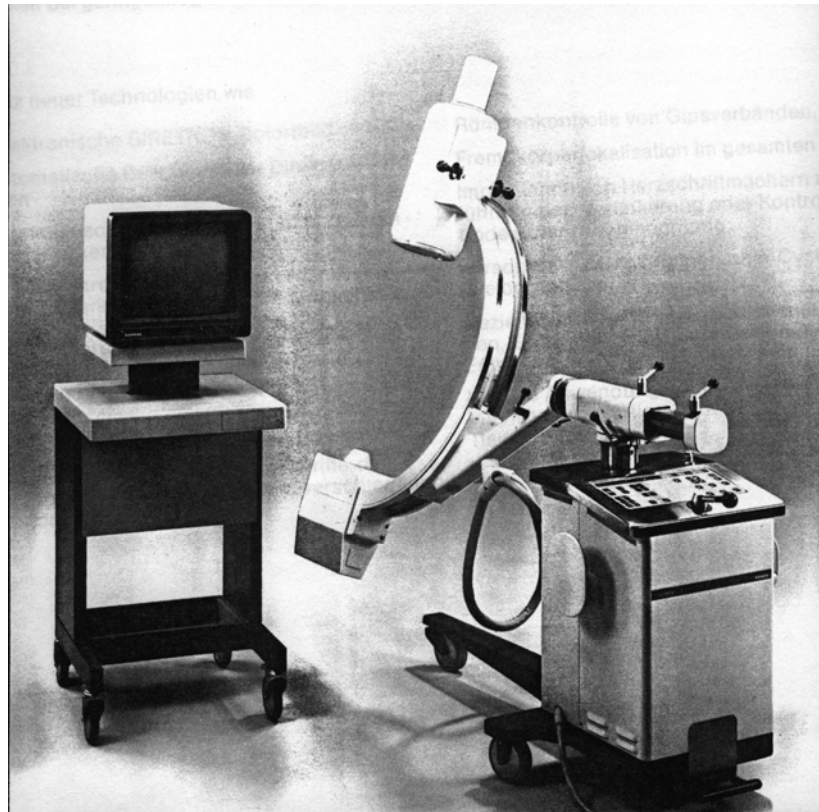


Abb. 1.6.5 SIREMOBIL 3N mit Sichtgerätewagen (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Eine ebenso wichtige Neuerung des SIREMOBIL 3 stellte sicherlich die gepulste Durchleuchtung in Verbindung mit einer Belichtungsautomatik und einem hochauflösenden Digitalspeicher dar. Die so genannte SIRETRON-Technik beinhaltete unter anderem einen auf Knopfdruck ausgelösten, kurzen Strahlenimpuls, statt der kontinuierlichen Durchleuchtung. Die Impulsdauer wurde innerhalb einiger Millisekunden der Objektdicke angepasst und die Bildinformation in einem digitalen Speicher abgespeichert. Dadurch konnte eine deutliche Dosisreduktion, vor allem im Vergleich zu einer Durchleuchtung ohne Bildspeicher, erreicht werden.

Die Speicherung erfolgte jetzt digital, also ohne nennenswerten Qualitätsverlust, mit einer Bildmatrix von 512 x 512 Bildpunkten und 8 Bit Speichertiefe (entspricht 256 Graustufen). Das Speichermedium variierte in der Menge der speicherbaren Bilder in Abhängigkeit von der verwendeten Fernsehanlage, da diese mit zwei unterschiedlichen Auflösungen lieferbar war. Darüber hinaus wurden verschiedene

Kapazitäten der digitalen Speichermedien angeboten: Angefangen bei der Speicherung von einem bzw. zwei Bildern bis hin zum DIGISTORE, welcher bis zu 25 Fernsehbilder speichern konnte und die Möglichkeit der Bildverbesserung durch Rauschunterdrückung bot.

Die schon erwähnte automatische Impulsdauerregulation kam auch bei konventionellen Aufnahmen in Form einer Belichtungsautomatik zum Einsatz, woraus eine Verbesserung der Bildqualität und Reduktion der Fehlbelichtungen resultierte.

In puncto Hygiene und Bedienkomfort stellte die Einführung eines glatten Bedienfeldes mit Tipp-Tasten eine Verbesserung dar. Komfortabel für den Betrachter erwies sich die neue Funktion der lagerichtigen Wiedergabe des Durchstrahlungsfeldes durch eine motorische Drehung des Fernsehbildes.

Die beim Vorgänger erstmals angebotene Möglichkeit der fotografischen Dokumentation wurde durch die optionale Erweiterung um das MULTISPOT K zur Video-Bilddokumentation beim SIREMOBIL 3 verbessert. Damit war es möglich auf Transparentfilm wahlweise in vierfacher Unterteilung oder als Einzelbild sowie als Positiv oder Negativ-Darstellung das Untersuchungsergebnis zu dokumentieren.

Der dritten Generation der Siremobil-Reihe folgte in der zweiten Hälfte der Achtziger Jahre die vierte. Das **SIREMOBIL 4** (Abb. 1.6.6) wurde vornehmlich in den Bereichen Speichertechnik und Bilddarstellung verbessert.

Die schon beim Vorgänger auf digitale Speicherung umgestellte Dokumentation erlaubte jetzt eine zusätzliche Rauschunterdrückung, Kontrastanhebung und Bildsubtraktion in Verbindung mit den Digitalspeichern MEMOSKOP K oder U.

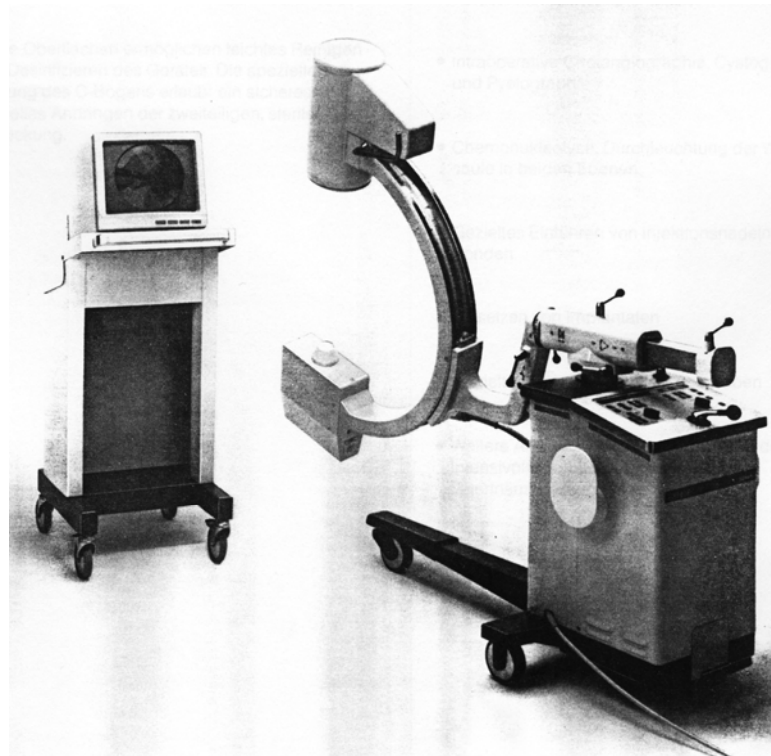


Abb. 1.6.6 SIREMOBIL 4, 1987 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

In der Darstellung konnte zusätzlich zu der erfolgten Digitalisierung eine Steigerung durch die Bildübertragung in Progressive-Scan-Technik, auch Vollbildverfahren genannt, erreicht werden. Unter Progressive-Scan versteht man eine Technik beim Bildaufbau, bei welcher der Monitor, anders als bei der sonstigen so genannten Interlace-Technik, keine zeilenverschränkten Halbbilder gesendet bekommt, sondern mit echten Vollbildern gespeist wird. Dadurch wirkt das Bild schärfer und ruhiger. Weiterhin wird das Zeilenflimmern vollständig eliminiert. Insgesamt bedeutete dies einen erhöhten Befundungskomfort für den Betrachter.

Handlichkeit und Mobilität wurden durch eine kurze Bildverstärker-Baulänge erhöht. Die dem Bildverstärker nach geschaltete Fernsehkamera wurde abgewinkelt und dadurch in kompakterer Form integriert, wodurch die Ausmaße insgesamt handlicher wurden.

Anfang der Neunziger Jahre wurde der Bildverstärker durch ein Laserlichtvisier erweitert. Dieses ermöglichte vor allem im Bereich der Verriegelungsnagelung eine Dosis sparende Bohrung der Nagellöcher, sowie eine gute Einstellhilfe und eine Erleichterung bei der Fremdkörperlokalisation. Dabei wurde zunächst mit einem Bleifadenkreuz am Bildverstärker die gewünschte Positionierung unter Durchleuchtung vorgenommen. Anschließend konnte dann ohne Röntgenstrahlung weitergearbeitet werden, indem Achsneigung und Lokalisation durch ein genau auf das Bleivisier ausgerichteten Laserlichtkreuz visualisiert wurden.

Die Ausführungsvarianten unterschieden seinerzeit sechs verschiedene Reihen (SIREMOBIL 4 H und N jeweils mit oder ohne SIRETRON, sowie SIREMOBIL 4 K und E), welche optional noch durch diverse Erweiterungsmöglichkeiten individualisiert werden konnten. Dadurch kam man den unterschiedlichen Anforderungen im Einsatz der Geräte in verschiedenen Fachgebieten nach.

Zeitgleich zu der beschriebenen Einführung des Laserlichtvisiers am Siremobil 4 fand ebenfalls der nächste Vertreter der Gerätereihe Erwähnung: **Siremobil 2000** (Abb. 1.6.7). Fünf Betriebsarten gaben dem Benutzer die Möglichkeit alt bewährte, aber auch neue Funktionen zu nutzen. Zusätzlich zu der klassischen Durchleuchtung, der gepulsten Durchleuchtung und der digitalen Radiographie, gab dieser Gerätetyp auch die Möglichkeit zur Serienradiographie sowie zur Subtraktions- und Pfadfindertechnik. Für jede der beschriebenen Betriebsarten konnten jeweils bis zu fünf anwenderbezogene Untersuchungsprogramme erstellt werden und ermöglichten wiederum eine individuellere Nutzung der Einheit. Dosisleistung, Dosisleistungsregelung, Kantenanhebung und Rauschunterdrückung konnten je nach Untersuchungsart individuell in den Programmen festgelegt und gespeichert werden.

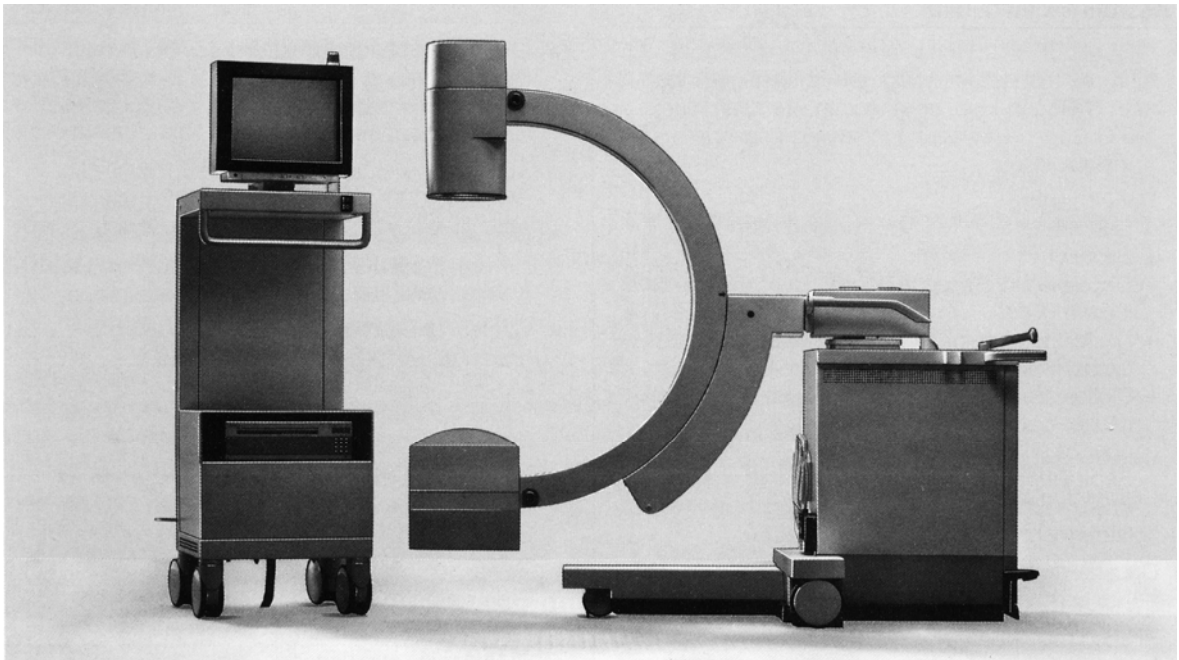


Abb. 1.6.7 Siremobil 2000-1 mit 17cm Bildverstärker. Sichtgerätewagen mit einem Sichtgerät und Videoprinter, 1994 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Das Siremobil 2000 konnte zudem in drei Ausführungen angeboten werden. Die Varianten 2000-1, 2000-2 und 2000-3 unterschieden sich vorwiegend in der Speicherkapazität der digitalen Bildspeicher (2 bis 250 Bilder) aber auch durch die neuen Betriebsarten, die durch den MEMOSKOP SUB ermöglicht wurden. Der MEMOSKOP SUB ermöglichte die digitale Serienradiographie und Pfadfindertechnik, sowie die Subtraktionstechnik mit hämodynamischer Darstellung oder mit Darstellung der maximalen Füllung. Weiterhin gaben die Gerätevariationen die Möglichkeit zwischen einem oder zwei Sichtgeräten und der Wiedergabe in 60 Hz oder 120 Hz zu wählen.

Zusätzlich wurden einige Details modifiziert: Unter anderem wurden die programmabhängigen Elemente des Bedienfeldes auf einem neuen, glatten Display mit integrierter Bedienung des Digitalspeichers visualisiert. Der C-Bogen-Hub wurde durch völligen Gewichtsausgleich in seiner Handhabung vereinfacht und die integrierten Kabelabweiser gehörten, wie schon bei den letzten Typen der Siremobil 4-Serie, nun zum Standard. Die Kabelabweiser verhinderten ein Einklemmen von Kabeln beim Bewegen der Einheit im OP und zusammen mit

dem Gewichtsausgleich konnte hierdurch ein zusätzlicher Mobilitätsgewinn erreicht werden. Das bereits beschriebene Laserlichtvisier konnte als optionale Ausführungsvariante für alle Typen des Siremobil 2000 angewählt werden.

In der zweiten Hälfte der Neunziger Jahre wurde durch die Einführung des **Siremobil Compact** vor allem die Mobilität erhöht. Durch kleinere Außenabmessungen und dem, bereits beim Siremobil 2000 erfolgten, vollständigen Gewichtsausgleich wurde die Handhabung der Einheit erleichtert. Darüber hinaus vollzog sich die Orbitalbewegung des C-Bogens nun in einem Bereich von 125°.

Erwähnenswert erscheint das Projekt Siremobil C.A.R.E., mit welchem für die Modelle Compact und 2000 geworben wurde. Unter Siremobil C.A.R.E. (Combined Applications to Reduce Exposure) wurden mehrere Gerätemerkmale mit dem Ziel einer optimierten Strahlenhygiene zusammengefasst. Zu diesen Merkmalen zählten das beschriebene Laserlichtvisier und der Laser-Aimer, welcher den zu durchstrahlenden Bereich optisch darstellte und so die Belastung durch Positionierungsaufnahmen reduzierte. Das C.A.R.E.-Projekt bestand ferner aus der bekannten gepulsten Durchleuchtung und einer neuen, optional erhältlichen Dosismesskammer, welche die Anzeige der summierten Dosis einer Untersuchung auf dem Monitor ermöglichte.

Gegen Ende der Neunziger Jahre brachte das **Siremobil Iso C** (Abb. 1.6.8) mehrere Neuerungen mit, die zunächst vor allem das Handling erleichterten, eine zeitsparende Untersuchung ermöglichten und das Gerät flexibler in seiner Handhabung werden ließen.



Abb. 1.6.8 Siremobil Iso C: 360 Grad Orbitalbewegung bei isozentrischem Design, 1998 (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Das in der Namensgebung berücksichtigte isozentrische Konstruktionsprinzip bewirkte einen Verlauf des Zentralstrahls durch das Isozentrum des Bogens, unabhängig von der Aufnahmeposition (Abb. 1.6.9). Der zu untersuchende Bereich liegt hierdurch immer in der gleichen Position, wodurch wechselnde Einstellungen (z.B. von a.-p. zu einer lateralen Einstellung) schneller zu realisieren sind.

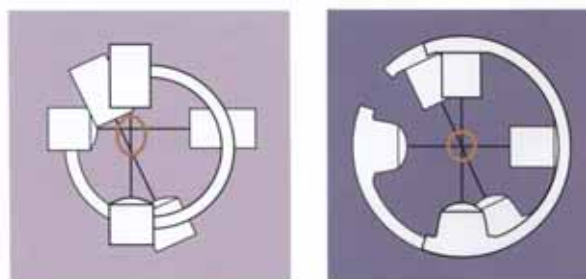


Abb. 1.6.9 Vergleich nicht isozentrischer/ isozentrischer C-Bogen: Bei nicht isozentrischen C-Bögen verändert sich der Abstand des untersuchten Bereiches zur Röntgenröhre bei jeder Veränderung der orbitalen C-Bogen-Projektion und erfordert Korrekturen (links). Rechts: Bei isozentrischem Design geht der Zentralstrahl immer durch das Isozentrum. (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Weitere Neuerungen, die ebenfalls die Untersuchung im OP erleichterten, stellten die vergrößerte Eintauchtiefe und die größere Öffnung des C-Bogens dar. Damit wurde das Handling im Hinblick auf den immer intensiver betriebenen Geräteaufwand und dem damit verbundenen Platzmangel erleichtert.

Die Orbitalbewegung des Iso-C konnte im Vergleich zu dem Siremobil 2000, um mehr als 50%, auf 190° gesteigert werden. Mittels eines Bewegungsradius von 190° war es nun möglich aus jeder gewünschten Position eine Orbitalbewegung von 95° durchzuführen.

Der Bedienkomfort wurde beim SIREMOBIL Iso-C durch Details erneut erhöht. Zum Beispiel passten sich Bildschirmhelligkeit und –kontrast durch einen Raumlichtsensor automatisch den Lichtverhältnissen im Raum an und das gesamte Bedientableau konnte um 180° in der Horizontalen geschwenkt werden, um von jeder Seite eine angenehmere Bediener-Position zu ermöglichen.

Im Zuge der fortschreitenden Digitalisierung des Informationstransfers bestand beim Siremobil Iso-C die Option ein 3 ½“-MOD-Laufwerk zur Speicherung von bis zu 1000 Bildern auf 512 MB zu integrieren, was den Datentransfer und die Archivierung erleichterte. Im internen Speicher konnte der Anwender bei der Ausstattung zwischen einer Speicherkapazität von 3, 700 oder 800 Bildern wählen.

Insgesamt wurde der schon zuvor beschriebene, modulare Aufbau des Siremobil Iso-C jetzt ganz gezielt in den Vordergrund gestellt. Durch diesen Aufbau konnten die Leistungsmerkmale der Einheit ganz gezielt mit den gewünschten Anforderungen in Einklang gebracht werden. So konnte die Betrachtung in der Basisversion an einem Standardmonitor erfolgen. Optional konnte allerdings auch ein Monitor mit Bildschirmunterteilung eingebaut werden, bzw. ein zweiter oder ein spezieller hochauflösender Monitor hinzugezogen werden. Auch die Speicherkapazität, Speichermedien oder die Möglichkeit der Online-Kommunikation und Archivierung mittels einer DICOM-Schnittstelle, sowie die Möglichkeit zum Angiographieausbau konnten frei gewählt werden. Mit der DICOM-Schnittstelle konnte ein wichtiger Schritt zur Vernetzung verschiedener Anwendungen und Geräte realisiert werden.

Die aktuelle Version der Siremobil-Serie (**Siremobil Iso-C^{3D}**) ist seit September 2001 erhältlich. Sie bringt im Vergleich zum Siremobil Iso C vor allem die neue Möglichkeit der Erfassung eines dreidimensionalen Datensatzes und der Wiedergabe von Bildinformationen aus einer beliebigen Schnittebene dieses Datensatzes. Dabei erfolgt die Datenaufnahme nach dem Prinzip der Cone Beam Computed Tomography (CBCT). Die dieser Arbeit zu Grunde liegenden Untersuchungen wurden mit dem Siremobil Iso-C^{3D} durchgeführt. Die technischen Merkmale und der Aufbau der Einheit werden eingehend in Kapitel 2.1 erläutert.

Das Modell Siremobil Iso-C^{3D} erfuhr vor kurzer Zeit eine weitere Überarbeitung und präsentiert sich im Jahr 2005 als **Arcadis Orbic 3D** (Abb. 1.6.10). Im Vergleich zum Siremobil Iso-C^{3D} unterscheidet sich die Arcadis Orbic^{3D}- Serie durch folgende Merkmale:



Abb. 1.6.10 Arcadis Orbic 3D (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Der Röntgengenerator im Arcadis Orbic^{3D} ist leistungsstärker und bietet bei digitaler Radiographie eine Hochspannung von 40 bis 110 kV mit einem Röhrenstrom von jetzt bis zu 23 mA (15,2 mA bei kontinuierlicher Durchleuchtung). Im Vergleich zu den bei gleicher Spannung erzeugten Strömen von 12,2 mA (digitale Radiographie), bzw. 8,9 mA (kontinuierliche Durchleuchtung) entspricht dies einer Steigerung von etwa 90, bzw. 70%.

Die Scangeschwindigkeit konnte von bis zu 2 Minuten für einen 100 Bilder-Scan verdoppelt werden, sodass dieser nur noch 60 Sekunden in Anspruch nimmt. Bei nur 50 Projektionen pro Scan benötigt der Arcadis Orbic 3D jetzt nur noch 30 Sekunden (Iso-C^{3D}: 60s).

Der Tendenz zu größeren Datenmengen und dem zu Folge auch dem Bedarf an größeren Speicherkapazitäten trägt der vergrößerte Bildspeicher Rechnung. Die Kapazität wurde von maximal 900 zweidimensionalen Bildern auf mindestens 10000 Bilder mehr als verzehnfacht. An dreidimensionalen Datensätzen können bei 50 Bildern/Scan 150, und bei 100 Bildern/Scan 85 Scans gespeichert werden.

Der Arcadis Orbic^{3D} ist ausgestattet mit zwei 18 Zoll Farb-TFT-Hochkontrast-displays. Die Auflösung beträgt 1280 Punkte bei 1024 Zeilen und einer maximalen Leuchtdichte von 250 cd/m². Optional ist auch eine monochrome Variante des Flachbildschirms mit besonders hoher, maximaler Helligkeit (600 cd/m²) verfügbar.

Im Zuge der voranschreitenden Vernetzung und Kommunikation über das Internet erfolgt der Datenversand zur Onlinerekonstruktion mit dem Arcadis Orbic 3D automatisch via NaviLink 3D. Über eine integrierte Navigationsschnittstelle erfolgt die Einbindung in das Netzwerk.

Das vom Hersteller (Siemens Medical Solutions, Erlangen) angegebene Anwendungsspektrum wurde nach den erfolgreich verlaufenden Tests in der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, bei dem Arcadis Orbic 3D um den Gesichtsschädel erweitert.

Abschließend ist der Entwicklungsweg zur besseren Übersicht tabellarisch aufgeführt (Tab.1.6.1)

Jahr	Gerätebezeichnung	Wichtigste Neuerungen
1957	Bildverstärker-Durchleuchtungseinheit	Bildverstärker
1960	BV mit Fernsehkamera	Betrachtung über Monitor
1962	Fahrbarer BV m. Fernseheinr.	Am Fernseher regelbarer Bildkontrast und Helligkeit
1969	Siremobil 2	Zweipuls Generator, halbtransparente Primärblende und Kleinfeldblende, Automatische Dosisleistungsregelung, Einzelbildspeicher
1978	Siremobil 2 H	Monitor verbessert, Einzelbildspeicher (Kapazität zwei Bilder), photographische Dokumentation
1981	Siremobil 3	Digitaler Speicher, digitales Sofortbild mit Belichtungsautomatik; Formatumschaltung Bildverstärker ermöglicht elektronische Vergrößerung, gepulste Durchleuchtung
1983	Siremobil 3 K	Monitor mit 60 Hz
1984	Siremobil 3 E	Video-Dokumentationskamera
1987	Sirembobil 4	Bilddarstellung mit Progressive Scan, Kompaktere Bauweise, Rauschunterdrückung, Kontrastanhebung und Subtraktion
1991	Siremobil 4	Laserlichtvisier, integrierte Kabelabweiser
1991	Siremobil 2000	Siremobil C.A.R.E., Serienradiographie, Subtraktionstechnik und Pfadindertechnik, Gewichtsausgleich
1997	Siremobil Compact	Kleinere Aussenabmessungen, Orbitalbewegung vergrößert
1998	Sirembil Iso-C	Isozentrisches Konstruktionsprinzip, Orbitalbewegung vergrößert
2001	Siremobil Iso-C^{3D}	Dreidimensionale Datenerfassung und Abbildung in allen Raumebenen, Navi-Link-Schnittstelle zum Export von DICOM-Dateien
2005	Arcadis Orbic 3D	Leistungsstärkerer Röntgengenerator, verdoppelte Scangeschwindigkeit

Tab 1.6.1 Tabellarische Übersicht der Modellreihe mit ausgewählten Entwicklungen

1.7 Grundlagen chirurgischer Bildverstärker

Um 3D-Rekonstruktionen aus fluoroskopischen 2D-Projektionen zu ermöglichen, sind einige Veränderungen an dem C-Bogen vorgenommen worden. Deren Notwendigkeit wird aus einer kurzen und allgemeinen Darstellung der fluoroskopischen Bildverstärkertechnik nachvollziehbar.

Bei der fluoroskopischen Bildverstärkertechnik sind Röntgenröhre und Bildverstärker an einem fahrbaren Stativ über einen C-Bogen fest aufeinander zentriert. Davon getrennt befindet sich auf einem mobilen Wagen der Betrachtungsmonitor.

Im konventionellen Röntgen erfolgt eine einmalige Belichtung des Röntgenfilmes. Im Gegensatz hierzu ist bei der Durchleuchtung eine kontinuierliche Betrachtung des durchstrahlten Objektes möglich. Dieses bringt ein langes Übertragungssystem und mehrere Übertragungsstufen mit sich, wodurch die Bildqualität leidet.

Röntgenstrahlen durchdringen das zu untersuchende Objekt und am Eingang des Bildverstärkers entsteht ein Röntgenstrahlenbild. Im Bildverstärker erfolgt eine elektronische Übertragung der Bildinformationen bis zum Ausgang, wo dann ein Lichtstrahlenbild entsteht. Dieses Lichtstrahlenbild wird dann am Eingang eines TV-Kamera-Systems in ein elektrisches Ladungsbild transformiert, welches wiederum dann in Videosignale umgewandelt wird. Die Videosignale ermöglichen die Darstellung auf einem Monitor.

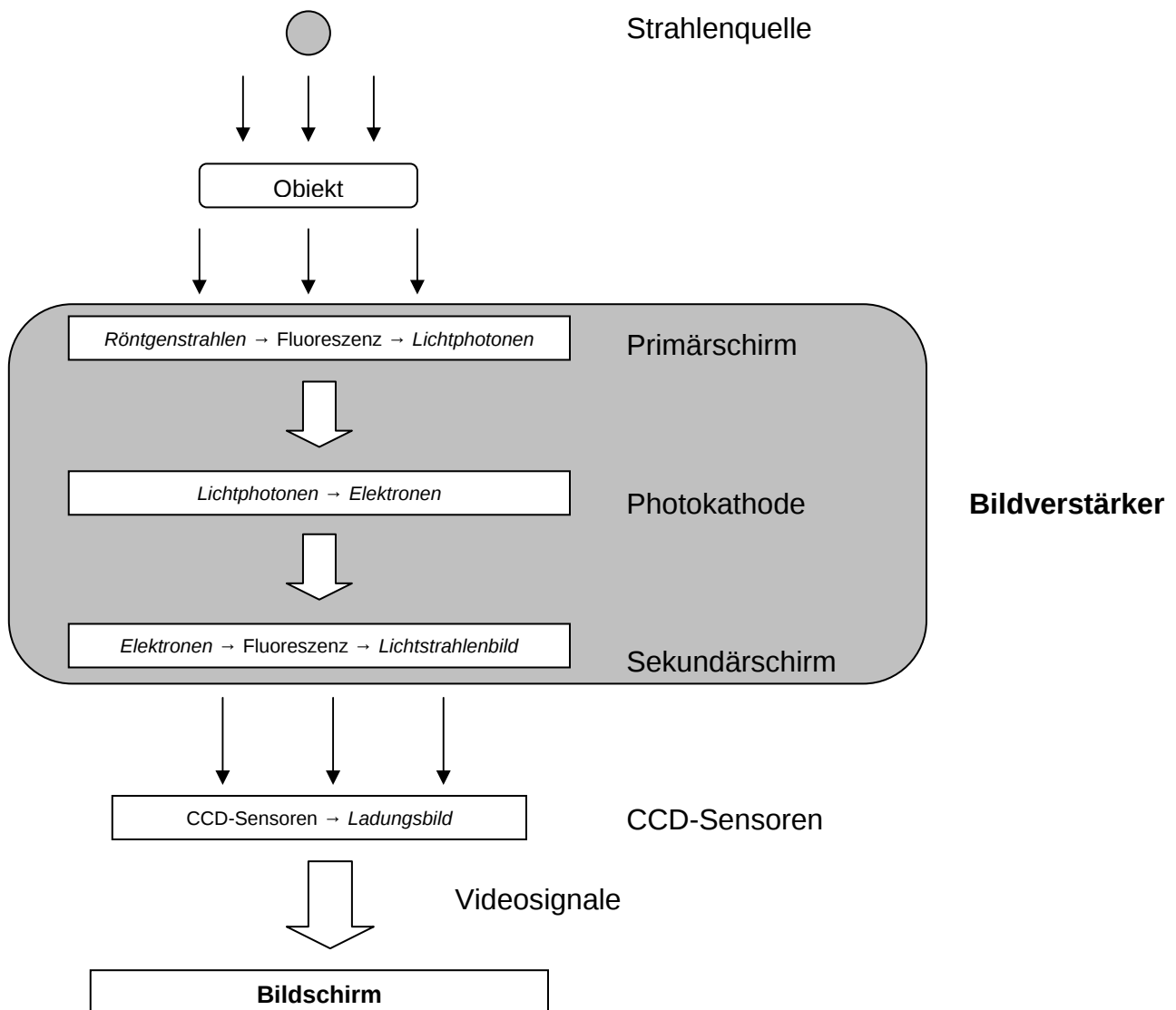


Abb. 1.7.1 Schematische Darstellung des Funktionsprinzips eines Bildverstärkers

Der Bildverstärker besteht hierbei aus einem Glasvakuumgerät mit Front- und Rückseite (Primärschirm und Sekundärschirm, Abb. 1.7.1). An der Frontseite befindet sich der Eingangsschirm (Primärschirm). Diese Seite ist mit röntgensensiblen Cäsiumjodidkristallen belegt, welche die Röntgenstrahlen absorbieren und die Emission von Lichtphotonen bewirken. Durch die Lichtphotonen werden an der Photokathode Elektronen freigesetzt, welche durch ein angelegtes Spannungsfeld Richtung Ausgangsbildschirm (Sekundärschirm)

beschleunigt werden. Am Sekundärschirm bewirken die auftreffenden Elektronen eine Fluoreszenz, welche einem, auf dem Kopf stehenden, verkleinerten Bild entspricht. Durch den Bildverstärker resultiert eine gesteigerte Bildhelligkeit, welche durch die Beschleunigung der Elektronen im elektrischen Feld und die Verkleinerung der Bildgröße begründet ist. Dieses Bild kann jedoch keinesfalls zur diagnostischen Betrachtung herangezogen werden, da es immer noch zu dunkel und viel zu klein erscheint.

Um das Bild heller darzustellen ist eine weitere Verstärkung erforderlich. Dafür wird das Bild des Ausgangsschirmes (Sekundärschirm) „abgefilmt“. In modernen C-Bogen-Geräten sind statt Videokameras so genannte CCD-Sensoren hinter dem Primärschirm des Bildverstärkers angebracht. CCD-Sensoren sind Photosensoren zum Aufnehmen von Bildern in Fernsehqualität. Die in den CCD-Sensoren durch das Licht erzeugten Ladungsträger werden durch eine ladungsgekoppelte Schaltung (Charge-Coupled-Device = CCD) zeilen- und bildpunktweise zum Ausgang transportiert. Hierdurch entsteht ein Signal, welches wie ein Fernsehsignal auf einem Bildschirm dargestellt oder digitalisiert werden kann. Bei der Fortleitung auf den Bildschirm werden Spannungswerte in Helligkeitswerte umgewandelt und entsprechend der Zeilen- und Bildpunktzuordnung auf dem Monitor dargestellt. Am Monitor ist dann noch eine nachträgliche Einstellung von Kontrast und Helligkeit möglich.

Bei der beschriebenen mehrfachen Bildumwandlung und beim Bildtransport kommt es zum Auftreten von Abbildungsfehlern. Diese sind vor allem Kontrastminderung, Unschärfe und Störsignale. Weiterhin kommt es erdmagnetisch und durch die mechanische Verwindung des C-Bogens bei veränderter Projektionsachse zu Translations- und Rotationsfehlern. Durch die mehrfache Verstärkung erfolgt eine Zunahme des Bildrauschens. Durch diese Abbildungsfehler sind das Auflösungsvermögen und die Bildqualität schlechter als bei der konventionellen Röntgentechnik. In wie weit dieses von diagnostischer Relevanz erscheint sei zunächst dahingestellt.

2 Material & Methoden

2.1 Vorstellung SIREMOBIL Iso-C3D

Die Untersuchungen wurden mit dem Siremobil Iso-C 3D der Firma Siemens Medical Solutions (Erlangen, Deutschland) durchgeführt (Abb. 2.1.1).



Abb. 2.1.1 SIREMOBIL IsoC3D, (Hersteller Siemens, Erlangen, Deutschland) (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Dieses Gerät gibt, im Gegensatz zu herkömmlichen C-Bögen, dem Behandler die Möglichkeit durch eine zuschaltbare Motorsteuerung und daraus resultierender automatisierter Rotation um das Drehzentrum während der Aufnahme einen Datenwürfel von ca. 12,9 cm Kantenlänge zu erheben. Dieser wird aus isotropen Voxeln im Submillimeterbereich errechnet und ermöglicht Rekonstruktionen in jeder Achse des Raumes. Hierbei erfolgt eine modifizierbare Anzahl digitaler Projektionsaufnahmen eines im Isozentrum positionierten Objekts.

Der Siremobil Iso-C^{3D} ist ein mobiler C-Bogen mit kompaktem Aufbau (Abb. 2.1.3), welcher zum Einen die konventionellen Möglichkeiten der kontinuierlichen Durchleuchtung und der digitalen Radiographie zur Erstellung von Einzelbildern bietet. Zum Anderen bietet er die Möglichkeit der angesprochenen orbitalen Rotationsbewegung, welche zur Erhebung eines dreidimensionalen Datensatzes dient.

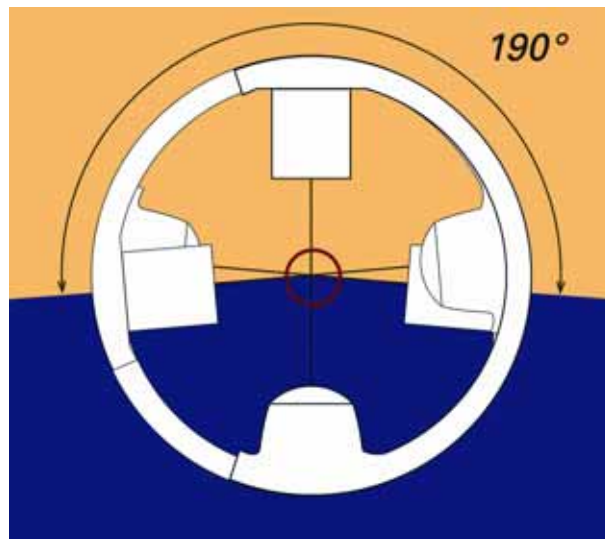


Abb. 2.1.2 Prinzip der isozentrischen Orbitalbewegung (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Diese Bewegung wird durch einen an der Oberseite des Hubsäulengehäuses angebrachten Motor ermöglicht. Die Rotation erfolgt um die z-Achse und beträgt maximal 190°. Dabei stellt die Einheit durch ihr isozentrisches Design (Abb. 2.1.2) sicher, dass sich der Zentralstrahl immer im Drehzentrum der Orbitalbewegung befindet, was Grundvoraussetzung zur Berechnung eines dreidimensionalen Datensatzes aus zweidimensionalen Projektionsaufnahmen ist.

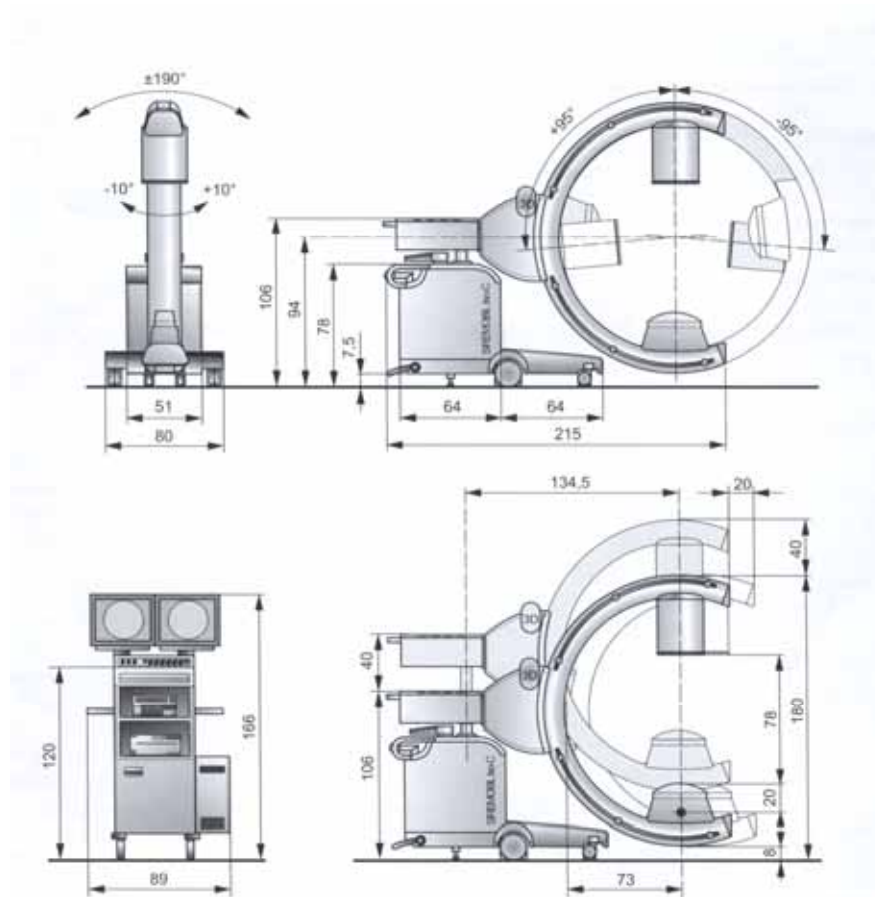


Abb. 2.1.3 Die Abmessungen des Gerätes verdeutlichen den kompakten Aufbau (mit freundlicher Genehmigung von Siemens MedArchiv, Erlangen)

Die Einheit benutzt einen 23 cm großen Bildverstärker und arbeitet mit einer Bildmatrix von 512 x 512 Punkten. Um Bildrauschen zu verringern und die 3D-Rekonstruktion aus dem Datenwürfel zu beschleunigen, werden mittels Software je 4 Pixel zu einer 256 x 256 Matrix zusammengefasst. Die Leistung kann bei konventioneller Durchleuchtung 555 oder 850 Watt betragen. Für den 3D-Modus ist die 555 Watt Kennlinie notwendig.

Durch einen in den Monitorwagen integrierten Rechner werden die Verwaltung der Bilddaten, die Antriebssteuerung und die Rekonstruktionen übernommen. Dabei handelt es sich um einen handelsüblichen PC, welcher, auf Grund des enormen Rechenaufwandes bei der Verarbeitung des 3D-Datenvolumens, als Besonderheit ein Dual-Prozessor-System integriert hat (2 x Pentium III 800 MHz, 512 MB RAM).

Als Betriebssystem wird Windows NT 4.0 (Microsoft, Redmond, USA) genutzt. Die analogen Einzelprojektionen werden digitalisiert und an den Rechner übermittelt. Dieser beginnt schon während der Anfangsphase des Scanvorgangs mit der Bildberechnung. Nach Abschluss des Scanvorgangs werden bei 100 durchgeführten Projektionsaufnahmen noch etwa 20 Sekunden bis zum Abschluss der Rekonstruktion benötigt.

Bei der Berechnung des 3D-Datensatzes müssen noch zwei technisch bedingte Fehler korrigiert werden. Zum Einen sind Durchleuchtungsaufnahmen, vor allem am Bildrand, verzerrt. Zum Anderen kommt es durch die Verwindung des C-Bogens während der orbitalen Bewegung und darüber hinaus durch die Einwirkung von magnetischen Feldern zu zusätzlichen Translations- und Rotationsfehlern. Diese Fehler können durch eine errechnete Entzerrungsmatrix kompensiert werden. Voraussetzung dafür ist jedoch, dass keine zusätzlichen Störquellen hinzutreten, wie es beispielsweise in der Umgebung eines MRT durch dessen magnetische Felder der Fall wäre. Wenn die Projektionsbilder entzerrt sind kann der angesprochene Datenkubus mit einer Kantenlänge von 12,9 cm errechnet werden. Die Rekonstruktionsalgorithmen sind dem CT-Rekonstruktionsfilter ähnlich, jedoch nicht im Detail vom Hersteller veröffentlicht. Hierbei ist erwähnenswert, dass die Berechnung durch eine Ergänzung des um die z-Achse rekonstruierten Zylinders geschieht. Die Informationen für diese Ergänzung können dabei nicht aus allen Projektionsbildern entnommen werden, da diese, bedingt durch die geometrische Anordnung, nur in einigen enthalten sind. Diese schmalere Basis an Informationen führt in den randständigen Bereichen zu einer schlechteren Auflösung und Bildqualität.

Im Vergleich des Aufnahmeverfahrens zu dem der CT fallen vor allem drei Punkte auf:

Erstens errechnet der 3D-C-Bogen Schnittbilder in allen drei Raumebenen simultan und mit gleicher Auflösung für jede dieser Ebenen. Bei der CT werden Darstellungen hingegen senkrecht zum Strahlenbündel in der z-Achse sekundär errechnet, was zu einer unterschiedlichen Auflösung der drei Raumebenen führt.

Zweitens werden bei der 3D-C-Bogentechnik Projektionsaufnahmen statt, wie bei der CT üblich, Schwächungswerte zur Bildrekonstruktion verwendet. Aus diesem Grund ist die Angabe von absoluten Dichtewerten (Hounsfield-Einheiten) und damit die Vorgabe einer Standardfensterung für das 3D-C-Bogengerät derzeit nicht möglich.

Drittens kann bei der CT vereinfacht angenommen werden, dass die Röntgenstrahlen einen im Relation zum Objekt gesehen nahezu senkrechten Strahlengang nehmen. Dies ist bei der 3D-C-Bogentechnik nicht so. Hier handelt es sich um ein kegelförmig einfallendes Strahlenbündel, was die Bildberechnung aufwendiger gestaltet.

Während des Betriebes im 3D-Modus zeigt der linke Monitor das aktuelle Projektionsbild. Der rechte Monitor ist unterteilt in vier Teilfenster und visualisiert den errechneten 3D-Datensatz. Links oben kommen die Durchleuchtungsaufnahmen zur Darstellung und die anderen Teilbildschirme zeigen Schnittbilder der drei Standard-Raumebenen. In allen vier Teilbildschirmen ist es möglich in den geordneten Schichten bzw. Projektionen in Echtzeit zu blättern, was als Cine-Mode-Technik bezeichnet wird. Damit entspricht die Cine-Mode-Technik der Präsentation moderner CT- und MRT-Befundungskonsolen.

Die Benutzeroberfläche „SYNGO“ stellt eine Vereinheitlichung für alle Aufgaben, Anwendungen und Systeme der medizinischen Bildgebung dar. Dabei wurde die Benutzeroberfläche neu strukturiert und bietet auch auf angeschlossenen Workstations den gleichen Aufbau. Es bietet Grundfunktionen wie Bildanzeige und -speicherung sowie einfache Vernetzung, eine konsistente Implementierung und strikte Einhaltung von Standards wie DICOM für alle Modalitäten.

Durch die Anbindung des SIREMOBIL Iso-C^{3D} an die integrierte Schnittstelle NaviLinkTM ist es möglich, die erzeugten 3D-Daten im DICOM-Format in andere Anwendungen zu übertragen. Beispielsweise ist es möglich diese zur Erstellung einer SimgramTM-Rekonstruktion (Abb. 3.6 und Abb. 4.1) oder zum Export in ein angebundenes Navigationssystem zu nutzen. Hierdurch erweitert sich das Anwenderspektrum erheblich.

2.2 Kegelstrahltomographie (Cone-beam-computed-tomography)

Die „Cone-beam-computed-tomography“ (CBCT) stellt die Grundlage für die dreidimensionale Darstellung von Objekten mit dem Siremobil Iso-C^{3D} dar. Sie ermöglicht durch einmaliges Umfahren des Objektes und Generierung von bis zu 100 Einzelprojektionen die Aufnahme eines dreidimensionalen Datensatzes. Aus diesem lassen sich sowohl rekonstruierte Schnitte in jeder Achse des Raumes als auch dreidimensionale Rekonstruktionen errechnen und zur Abbildung bringen.

Dabei basiert diese Technik auf den Grundsätzen der konventionellen Computertomographie. Der Unterschied besteht darin, dass mit einer einzigen Rotation der dreidimensionale Datensatz generiert wird. Bei der CT erfolgt die Datenakquisition durch Addition der Daten benachbarter Schichten. Ermöglicht wird die Aufnahme des dreidimensionalen Datensatzes durch Verwendung von zweidimensionalen Detektoren. Im Gegensatz dazu stehen die eindimensionalen Detektoren der konventionellen Computertomographie (Bianchi und Lojano, 1998; Jaffray; Siewerdsen, 1999).

Ursprünglich entwickelt wurde diese Technik für strahlentherapeutische Simulatoren (Baily et al., 1976), mit denen axiale Bilder ohne Verwendung eines CT erstellt werden sollten (Arnot et al., 1984). Auf Grund der viel versprechenden Ergebnisse in Bezug auf Scangeschwindigkeit und Dosisbelastung konnte gegen Ende der Neunziger Jahre die erste Einheit mit CBCT-Technik für maxillofaziale Anwendungen vorgestellt werden (Bianchi und Lojano, 1998). Die CBCT findet am Gesichtsschädel bereits durch die Digitale Volumentomographie (DVT) Anwendung. Hier wird sie im maxillofazialen Gebiet zum Beispiel für die präoperative Diagnostik bei Implantationen oder Osteotomien verwendet (Zöller, 2007). Die Übertragung dieser Technik in die, schon seit langer Zeit in den klinischen Gebrauch integrierten C-Bögen, erfolgte erstmals in dem Siremobil Iso-C^{3D}.

Der diagnostische Wert dreidimensionaler Aufnahmen ist schon seit langem bekannt und unbestritten. Bei der Beurteilung tief verlagelter Weisheitszähne wurde ihr Nutzen schon von Feifel et al. im Jahre 1991 untersucht (Feifel et al,

1991). So kam er durch den hohen Anteil an vestibulären und lingualen Nervlagen des Nervus alveolaris inferior, zu der Befürwortung einer additiven präoperativen Diagnostik mit der digitalen Volumentomographie, wenn eine enge Lagebeziehung der anatomisch relevanten Strukturen (Nervenkanal und unterer Weisheitszahn) im vorliegenden Orthopantomogramm zu erkennen ist. Feivel resümierte, dass die digitale Volumentomographie in der zahnärztlichen Chirurgie und in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie eine gute und schnelle Bildgebung ermögliche, sowie eine dadurch verkürzte Operationszeit. Sie könne anstelle der Computertomographie differentialdiagnostisch angefertigt werden und bedingt eine deutlich geringere Strahlenbelastung sowie eine Kostenreduzierung (Feifel et al, 1991).

In einigen Fällen wurden auch schon darüber hinaus reichende Fragestellungen, wie komplizierte Unterkieferfrakturen (Ziegler et al., 2002) und kleine osteolytische Zonen in der Diagnostik von Osteoporose (Schulze et al., 2005) untersucht, sodass sich ein Anwendungsfeld für die DVT und damit auch für die CBCT am Gesichtsschädel ergibt. Die guten klinischen Erfahrungen, die mit dem NewTom 9000 gemacht werden konnten, ließen auf einen viel versprechenden Einsatz des dreidimensionalen Siremobil Iso-C^{3D} hoffen.

Die positiven Eigenschaften und Erfahrungen im Umgang mit der CBCT führten zu der Entwicklung weiterer dreidimensionaler Untersuchungsmethoden. Anzuführen sind hier die „Tuned-Aperture Computed Tomography“ (TACTTM) (Webber et al, 1996 und 1997; Nair et al., 2000 und 2001; Ramesh et al. 2001), lokale CT-Systeme (Datselaar et al., 2003) und die digitale Tomosynthese (Ziegler et al., 2003).

2.3 Durchgeführte Untersuchungen

Nach chirurgischer Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen mittels Miniplattenosteosynthese erfolgte intraoperativ eine Kontrolle des Therapieergebnisses durch den Einsatz des isozentrischen C-Bogens Iso-C^{3D} der Firma Siemens (Erlangen, Deutschland).

Im Rahmen dieser Studie wurden 14 Patienten untersucht, die auf Grund von lateralen und/oder zentralen Mittelgesichtsfrakturen im Kopf- und Neurozentrum des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf therapiert wurden. Von den 14 Patienten waren 11 männlich und 3 weiblich. Das Alter der Patienten bewegte sich in einem Bereich von 21 bis 83 Jahren und betrug im Mittel 43,9 Jahre.

Bei den Frakturen wurde unter üblicher präoperativer Diagnostik eine offene Reposition in Intubationsnarkose durchgeführt. Die Stabilisierung der Fragmente erfolgte durch 2.0 Miniplatten (Mini2000, Mondeal Medizintechnik, Tuttlingen, Deutschland). Die Rekonstruktion des Orbitabodens wurde bei allen Patienten mit einem Ethisorb-Patch der Firma Ethicon (Norderstedt, Deutschland) durchgeführt. Dabei wurden die Netze jeweils dem Defekt entsprechend individualisiert. 3 Patienten wurden beidseitig mit einem Ethisorb-Patch versorgt. Die Zugänge erfolgten sowohl von intraoral als auch sub tarsal.

Die radiologische Repositionskontrolle erfolgte mit dem Siremobil Iso-C^{3D} unter Beibehaltung der sterilen Bedingungen und fortgesetzter Intubationsnarkose (Abb. 2.3.1). Der Patient konnte dabei in Rückenlage verbleiben, da der Operationstisch („AXIS 600“, Schaerer Medical, Münsingen, Schweiz) eine Oberkörperplatte und Kopfhalterung aus Kohlefaser aufwies, und sich der Fuß des Tisches unter dem Fußende des Patienten befand.



Abb. 2.3.1 Einsatz des Isozentischen C-Bogens intraoperativ. Vorbereitende Positionierung während des Eingriffs.

Der C-Bogen konnte ohne Schwierigkeiten von nur einer unsterilen Person in die richtige Ausgangsposition gebracht und bedient werden. Zunächst musste anhand von Positionierungsaufnahmen und mit Hilfe der Laserlichtvisiere das Isozentrum festgelegt werden. Hierbei wurde bei einseitig versorgten Patienten das Isozentrum paranasal in Richtung der chirurgisch versorgten Seite gelegt. Bei beidseitig versorgten Patienten geschah dies median auf Höhe der Sinus maxillares.

Im langsamen Aufnahmemodus wurde mit 100 einzelnen Projektionen der Datensatz erzeugt. Für den Vorgang wurden 2 Minuten benötigt. Die gesamte Expositionszeit lag bei 18 Sekunden. Das übrige Operationsteam konnte während der Positionierungsschüsse und der Einzelprojektionen den Operationssaal verlassen.

Die Auswertung der Aufnahmen erfolgte mit Hilfe von Primär- und Sekundärrekonstruktionen, sowie in besonderen Fällen auch durch multiplanare Rekonstruktionen (MPR). Von der Positionierung der Einheit bis zum Vorliegen der errechneten Rekonstruktionen vergingen 6 Minuten.

Bei keinem der im Rahmen dieser Studie untersuchten Patienten war eine Revision auf Grund der intraoperativen Röntgenkontrolle notwendig.

2.4 Datenerhebung & Datenauswertung

Die generierten Datensätze mit den errechneten Rekonstruktionen wurden zur Befundung 5 Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen präsentiert. Bei der Betrachtung sollten 6 definierte Kriterien durch eine Skala von eins bis fünf bewertet werden. Die Wertung 1 entsprach hierbei „sehr gut“, 5 hingegen „sehr schlecht“. Ausdrücklich nicht bewertet werden sollte dabei die Qualität der chirurgischen Versorgung.

Die zu beurteilenden Kriterien sind im Folgenden aufgelistet:

- Position der Knochenfragmente
- Verankerung der Schrauben im Knochen
- Anliegen der Platten
- Symmetrie der Jochbeine
- Beurteilbarkeit der Orbitaböden
- Beurteilbarkeit der medialen Orbitawand

Die den Chirurgen präsentierten Rekonstruktionen wiesen axial eine Schichtdicke und einen Schichtabstand von 0,5 mm auf. Die koronaren und sagittalen Rekonstruktionen hatten eine Schichtdicke von ebenfalls 0,5 mm, aber der Abstand zwischen den Schichten betrug 1 mm. Mit der linken Maustaste konnte das Bildzentrum verschoben werden, die rechte Maustaste diente dem Vergrößern und Verkleinern und mit der mittleren Maustaste konnte durch die Schichtrekonstruktionen geblättert werden. Um eine CT-Knochenfenster-Charakteristik zu erzeugen wurde das Windowing bei jedem Patienten vergleichbar adaptiert. Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit SPSS 12.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA).

Neben diesen Untersuchungen wurden auch postoperative Kontrollen anderer chirurgischer Maßnahmen durchgeführt. Drei Patienten mit Unterkieferfrakturen

und eine Patientin nach bimaxillärer Umstellungsosteotomie bei Neurofibromatose Typ I wurden unter gleicher technischer Durchführung mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} untersucht. Lediglich das Isozentrum wurde der Versorgung entsprechend konfiguriert. Da diese Gruppe dem Umfang entsprechend zu klein erscheint wurde auf eine genauere Auswertung dieser Daten verzichtet.

3 Ergebnisse

Bei der Zusammenstellung der Ergebnisse handelt es sich um die weltweit erstmalig am Gesichtsschädel erstellten intraoperativen Röntgenkontrollen mit Hilfe des SIREMOBIL Iso-C^{3D}. Dazu wurde, nach vorheriger Freigabe für dieses Anwendungsgebiet, ein System der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf durch den Hersteller zur Verfügung gestellt.

Die Aufnahmen erfolgten nach Wundverschluss bei bestehender Intubationsnarkose des Patienten unter sterilen Bedingungen im OP. Der verwendete Operationstisch wies eine Oberkörperplatte und Kopfhalterung aus Kohlefaser auf, wodurch die notwendige Röntgentransparenz erzielt werden konnte. Durch die Aufnahmen unter bestehender Narkose konnte Bewegungsartefakte von Seiten des Patienten vollständig vermieden werden, jedoch verlängerte sich entsprechend die benötigte Narkosezeit.

Nach vorläufigem Abschluss des operativen Eingriffes wurde das System von cranial kommend zur Positionierung der Einheit in Stellung gebracht (Abb. 3.1). Die Festlegung des Isozentrums und die Durchführung des Scans konnte von nur einer Person durchgeführt werden, wodurch eine Strahlenexposition des übrigen Personals vermieden werden konnte.

I



II



Abb. 3.1 Intraoperative Positionierung der Isozentren unter Verwendung von Laserlichtvisieren in anterior-posteriorer- (I), sowie in medial-lateraler Richtung (II)

Von den zwecks Positionierung angefertigten Durchleuchtungsaufnahmen bis zur Generierung der Datensätze wurden sechs Minuten benötigt. Eine angefertigte Positionierungsaufnahme zur Einstellung des Isozentrums ist in Abb. 3.2 gezeigt.

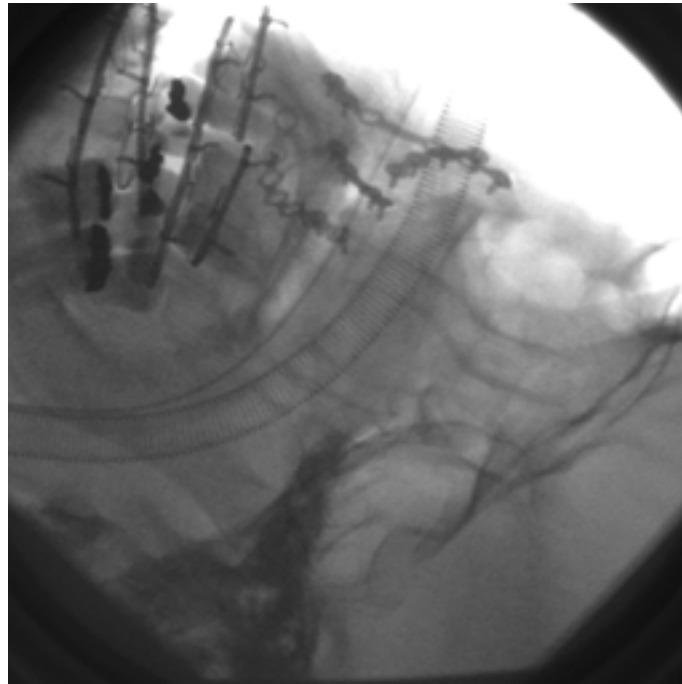


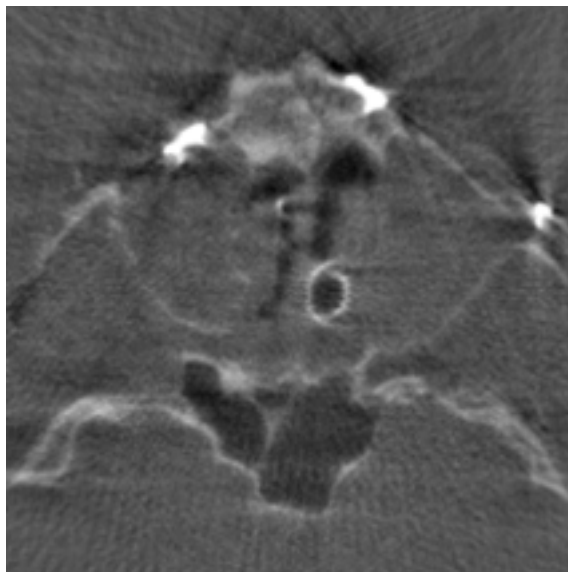
Abb. 3.2 Einzelne Projektionsaufnahme nach offener Korrektur einer komplexen Mittelgesichtsfraktur

Nach Begutachtung der den Eingriff betreffenden Strukturen durch die Operateure wurden die Daten auf CD-ROM archiviert und zur weiteren Evaluation herangezogen. Gegebenenfalls konnten einzelne Bilder mit einem Direkt-Thermo-Drucker (Codonics NP-1660; Codonics, Inc., Middleburg Heights, OH, USA) ausgedruckt werden.

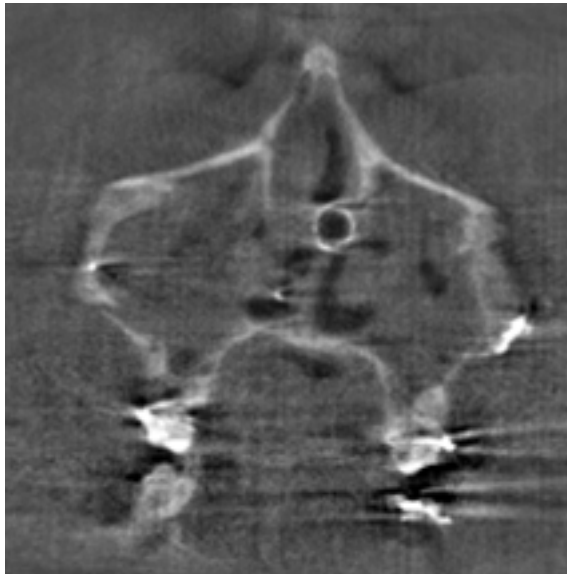
Im Rahmen der ersten Begutachtung ist folgendes festzuhalten:

- Die Beurteilbarkeit der interessierenden Areale erschien völlig ausreichend.
- Kritisch anzumerken ist, dass nicht vollständig ausreichende Volumen des erfassbaren Bereiches. Relevant erschien dies in einer nur eingeschränkten Beurteilung der Symmetrie der Jochbeine und einer nicht möglichen Beurteilung der Symmetrie der Jochbögen (Abb. 3.3).
- Osteosynthesematerial oder anderweitig eingebrachtes Fremdmaterial (Laschen, Netze) können die Beurteilung des Orbitabodens erschweren.
- Nach umfangreichen Frakturversorgungen bot die dreidimensionale SimgramTM-Darstellung eine gute Übersicht. Diese Funktion stand allerdings nicht direkt intraoperativ zur Verfügung, sondern erforderte einen Transfer der Daten im DICOM-Format z.B. in eFILM WorkstationTM 1.8.3.
- In Einzelfällen ergab sich die Notwendigkeit der sofortigen Revision (Abb. 3.5)

I



II



III

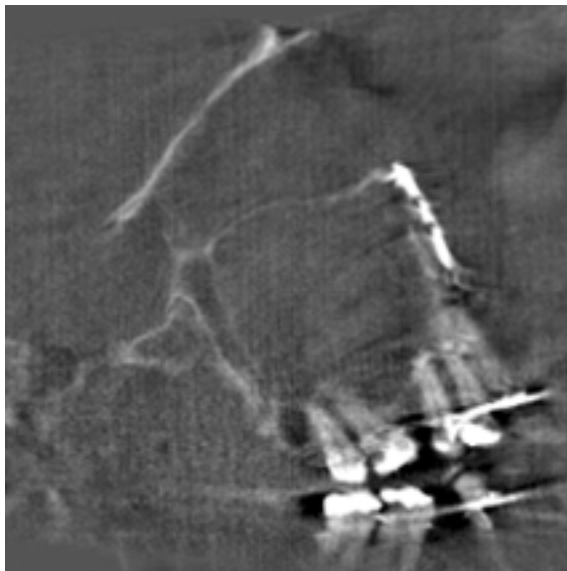


Abb. 3.3 Beidseitige Fraktur des Mittelgesichts. Knöcherne Strukturen gut erkennbar. Jochbögen nicht in einem Datensatz erkennbar. I Primärrekonstruktion (axial) II koronare und III sagittale Sekundärrekonstruktion.

Die systematische Auswertung erfolgte durch fünf Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen. Hierbei erfolgte die Beurteilung von sechs definierten Kriterien, wie unter 2.4. beschrieben. Die ermittelten Ergebnisse sind in Tabelle 3.1 dargestellt.

Tab. 3.1 Benotungsergebnisse

Kriterium	Häufigkeit der Bewertungen (5 Untersucher, 14 Datensätze)				
	1	2	3	4	5
1 - Position der Fragmente	9	47	12	2	0
2 - Symmetrie der Jochbeine	3	26	12	12	17
3 – Schrauben	16	41	10	3	0
4 - Anliegen der Platten	15	39	13	3	0
5 – Orbitaboden	4	46	17	3	0
6 - Mediale Orbitawand	4	44	18	4	0

Dabei ergaben sich Mittelwerte der Benotungen in einem Bereich von 2 bis 3,2. Arithmetische Mittelwerte und Mediane sind separat in Tabelle 3.2 dargestellt.

Tab. 3.2 Mittlere Benotung (arithmetischer Mittelwert) und Mediane der benoteten Kriterien.

Kriterium	Arithm. Mittel	Median
1 - Position der Fragmente	2,10	2
2 - Symmetrie der Jochbeine	3,20	3
3 – Schrauben	2,00	2
4 - Anliegen der Platten	2,06	2
5 – Orbitaboden	2,27	2
6 - Mediale Orbitawand	2,31	2

Die im Vergleich zu den anderen Kriterien schlecht benotete Beurteilbarkeit der Symmetrie der Jochbeine erklärt sich aus dem bereits erwähnten, zu geringen Aufnahmevolumen und nimmt dadurch eine Sonderstellung ein.

Durch die graphische Darstellung der Untersuchungsergebnisse in Abb. 3.4 wird verdeutlicht, dass eine intraoperative Röntgenkontrolle mittels des SIREMOBIL Iso-C^{3D} im Rahmen einer Versorgung von Mittelgesichtsfrakturen im zufrieden stellenden Maß möglich ist.

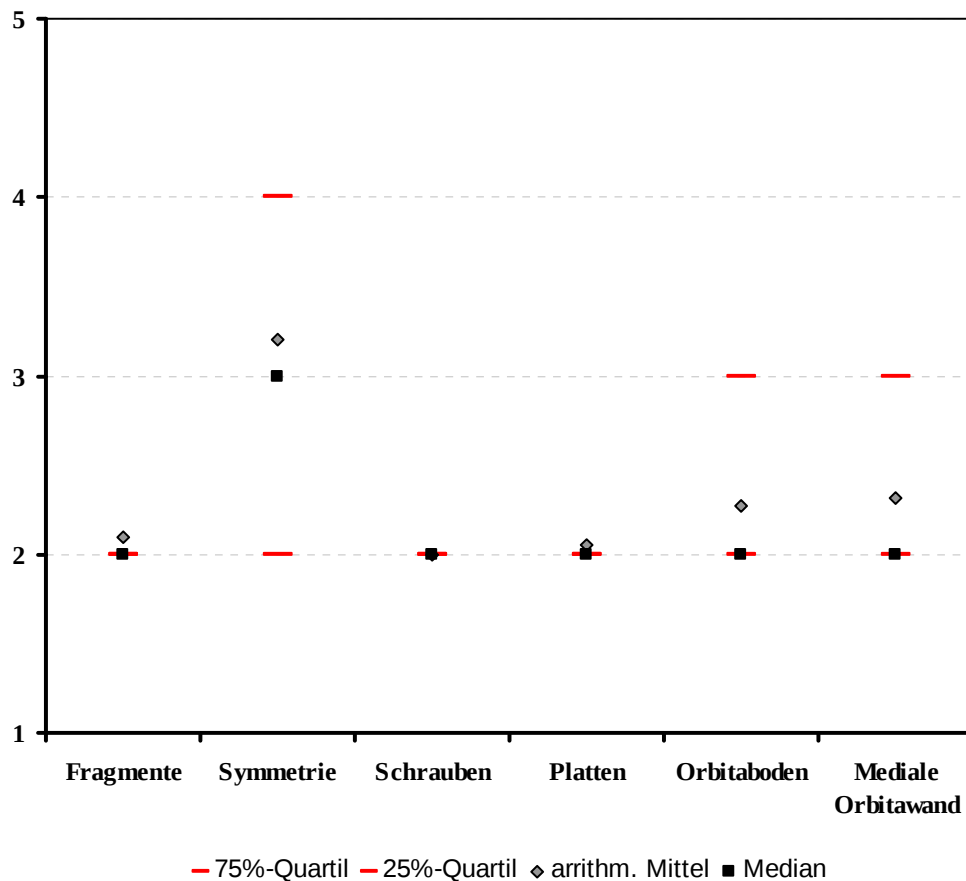


Abb. 3.4 Graphische Darstellung der Ergebnisse

Bei den ebenfalls durchgeführten, aber nicht evaluierten, Kontrollen nach operativer Versorgung von Unterkieferfrakturen imponierte die gute Beurteilbarkeit des Behandlungsergebnisses auch bei enger Lagebeziehung zu einer Drahtbogenkunststoffschiene nach Schuchardt. Durch die Cone-Beam-Computed-Tomography entstanden nur geringe Metallartefakte.

Die in Abb. 3.5 gezeigte Versorgung einer dislozierten Unterkieferwinkelfraktur verdeutlicht die gute Darstellung neben metallischen Objekten. Eine der Schrauben projiziert sich in den Canalis mandibularis (Kreise) und wurde daraufhin revidiert.

I



II



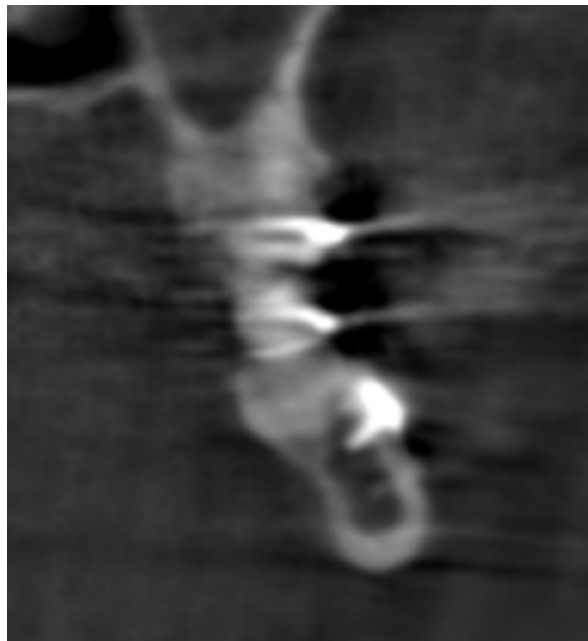
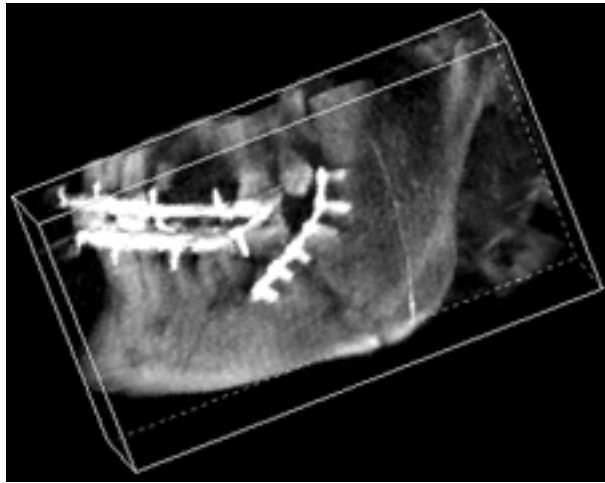
III

Abb. 3.5 Versorgung einer dislozierten Unterkieferfraktur, intraoperative Rekonstruktion. Die Kreise kennzeichnen die mesiale Schraube, welche sich in den Canalis mandibularis projiziert. Sagittale Sekundärrekonstruktionen (I lateral, II medial). III transversale Sekundärrekonstruktion

Die optionale Generierung von dreidimensionalen Rekonstruktionen erwies sich als sehr hilfreich. Die 3D-Rekonstruktionen konnten beliebig im Raum rotiert werden und erleichterten die Beurteilung des Behandlungsergebnisses. Allerdings konnten diese Rekonstruktionen nicht mit der intraoperativ genutzten SYNGO-Software erzeugt werden, sondern machten einen DICOM-Export und anschließende SimgramTM-Rekonstruktion erforderlich. Eine derartige Rekonstruktion ist in Abb. 3.6 ersichtlich.

I



II

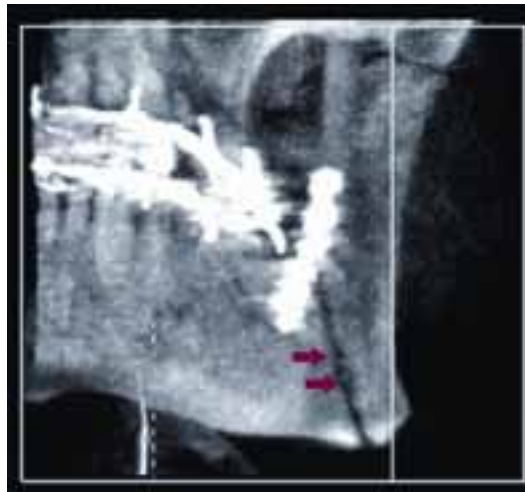
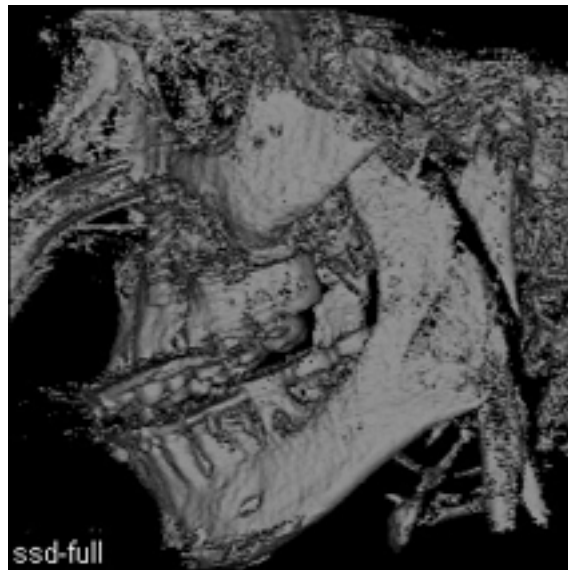


Abb. 3.6 Dreidimensionale Simgram™-Rekonstruktion: Darstellung der Versorgung einer dislozierten Unterkieferwinkelfraktur mit einer Drahtbogenkunststoffschiene nach Schuchardt. I Ansicht von lateral. II Ansicht von anterior links (Pfeil auf Frakturspalt)

Die intraoperativ zur Verfügung stehende SSD (surface shaded display)-Rekonstruktion ist einer Simgram™-Rekonstruktion in Abb. 3.7 gegenübergestellt, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen.

I



II



Abb. 3.7 Gegenüberstellung zweier dreidimensionaler Rekonstruktionsmöglichkeiten der Datensätze. I SSD-Rekonstruktion (intraoperativ verfügbar) II SimgramTM-Rekonstruktion (verfügbar nach DICOM-Export).

4 Diskussion

Der C-Bogen stellt ein bereits seit vielen Jahren in operativen Abläufen integriertes und bewährtes Gerät zur intraoperativen Bildgebung dar. Im orthopädisch-unfallchirurgischen Operationssaal ist die Bildgebung mit einem mobilen C-Bogen Standard und für die Durchführung von Osteosynthesen und anderen rekonstruktiven Eingriffen am Bewegungsapparat unverzichtbar (Grützner et al., 2003).

Die Möglichkeit einen dreidimensionalen Datensatz mittels CBCT zu generieren bedeutet eine signifikante Verbesserung der Diagnostik (Kotsianos et al., 2001). Kotsianos belegte dies in einer Studie mit Tibiafrakturen und resümierte eine der CT gleichwertige Frakturdarstellung mit besonderen Vorteilen bei komplexen Brüchen. Der konventionellen Röntgentechnik wird das System in allgemeiner Übereinstimmung durchweg überlegen beschrieben (Kotsianos et al., 2001; Rock et al., 2001 & 2002).

Fragile knöcherne Strukturen, minimalinvasive neue Operationsmethoden und der allgemeine Zwang zur Kosteneindämmung stellen hohe Anforderungen und bedeuten besondere Schwierigkeiten bei Eingriffen im Mittelgesicht. Eine umfassende Bildgebung sowohl zur präoperativen Planung, als auch zur postoperativen Kontrolle stellt die Grundlage zu einer erfolgreichen Therapie mit diesem Hintergrund dar.

Die Entwicklung neuer operativer Techniken in der oralen und maxillofazialen Chirurgie generierten in den letzten Jahren einen erheblichen Bedarf an dreidimensionaler digitaler Bildgebung (Ziegler et al., 2001). Die Aussagekraft dreidimensionaler Datensätze und deren Überlegenheit gegenüber zweidimensionalen Projektionen ist in vielen Bereichen belegt und bereits mehrfach erörtert worden (u.a. Tanrikulu et al., 2001; Euler et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003). Inwieweit diese Aufnahmen sich jedoch im klinischen Einsatz bei der operativen Therapie von Mittelgesichtsfrakturen bewähren und gerade im Vergleich zu der etablierten, aber aus Gründen der Strahlenhygiene bedenklichen CT bestehen können, ist eine Quintessenz dieser Untersuchung. Da sich die Überlegenheit der CT gegenüber konventionellen

Aufnahmen außerordentlich in der Darstellung des Orbitabodens und der medialen Orbitawand widerspiegelt, wurden diese Strukturen gezielt zur postoperativen Kontrolle mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} erfasst und ausgewertet.

Der Nutzen der Computertomographie in der dentomaxillofazialen Bildgebung ist ergiebig belegt (Stanley, 1999; Tanrikulu et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003; Hoelzle et al., 2001) und liefert, sowohl direkt als auch rekonstruiert in zwei- oder dreidimensionalen Darstellungen, hoch qualitative Aufnahmen. Diese sind z.B. bei der Diagnostik und Planung von Fehlbildungen, impaktierten Zähnen, Implantaten, Raumforderungen und anderen pathologischen Veränderungen angezeigt sind (Lemke H.U. et al., 1998). Dabei präsentiert sich die CT den konventionellen Untersuchungsmethoden überlegen, was beispielsweise schon von Hammerschlag bei der Diagnostik von Orbitawandfrakturen deutlich belegt wurde (Hammerschlag et al., 1982). Gerade bei den feinen, knöchernen Strukturen des Mittelgesichts kommt also die hohe Detailerkennbarkeit zum Tragen und ermöglicht eine genaue Diagnostik in allen drei Raumebenen.

Aus diesen Gründen gilt die Computertomographie in allgemeiner Übereinstimmung für die präoperative Diagnostik des Mittelgesichts aktuell als Goldstandard (Tanrikulu et al., 2001; Austermann, 2002; Tanaka et al., 2003). Hingegen divergieren die Ansichten bezüglich postoperativer Kontrollen. Vereinzelt findet sich, vor allem von Manson wiederholt gefordert (Manson et al., 1990; Manson, 1999), die Empfehlung zu einer postoperativen Kontrolle mittels CT. Ellis und Reddy führten mittels CT mehrmals postoperative Kontrollen nach komplexen Mittelgesichtsfrakturen unter Beteiligung der Orbita durch und konnten in allen Fällen lediglich einen unauffälligen Heilungsverlauf bestätigen (Ellis und Reddy, 2004). Eine mehrfache postoperative Verlaufskontrolle mittels CT erscheint hierdurch medizinisch nicht gerechtfertigt. In Betracht der hohen Strahlendosis ist eine routinemäßige Anfertigung sowohl zur einmaligen postoperativen Kontrolle oder gar zu einer mehrfachen CT-Verlaufskontrolle ebenso in Frage zu stellen. Besonders zuletzt veröffentlichten Ergebnisse, in denen eine Korrelation zwischen der Applikation von niedrig dosierten Strahlenexpositionen zu Behandlung von Hämangiomen bei Säuglingen mit den späteren kognitiven Leistungen erkennbar wurde (Hall et al., 2004), geben Anlass

zum Vorbehalt. Ebenso gilt es, die von der allgemeinen Dosis bisweilen erheblich abweichenden Spitzenexpositionen nicht außer Acht zu lassen, wie durch die Studie von Lund und Halaburt 1982 in einer bis zu 60fach erhöhten Exposition der Augenlinse gezeigt werden konnte (Lund und Halaburt, 1982).

Im europäischen Raum werden daher solche Empfehlungen aus strahlenhygienischen Gründen überwiegend skeptisch bewertet und dagegen häufig eine Kombination aus konventionellen Aufnahmen erstellt, wobei hier wiederum der geringere Informationsgehalt bedacht werden muss.

Es ist heute möglich, einen enormen apparativen Aufwand zu betreiben, welcher neben den hohen Anschaffungskosten auch einen teuren Unterhalt beinhaltet und so zumeist größeren Kliniken vorenthalten bleibt. Jedoch lässt sich aus den beschriebenen Umständen deutlich die Notwendigkeit zur Verbesserung in der postoperativen Röntgenkontrolle nach Eingriffen im mandibulofazialen Gebiet erkennen.

Wünschenswert wäre daher eine flexible, leicht durchführbare, effektive, dosisreduzierte Aufnahmemodalität, die einen umfassenden Informationsgehalt zur optimalen Diagnostik bietet und zudem den speziellen Anforderungen des dentomaxillofazialen Areals Rechnung trägt.

Viel versprechend erscheint in diesem Zusammenhang der intraoperative Einsatz eines mobilen Computertomographen. Erstmals beschrieben von Stanley im Jahre 1999 (Stanley, 1999). Es sind bislang jedoch nur wenige andere Veröffentlichungen zu diesem Thema erschienen. In den Untersuchungen, die Hoffmann 2002 durchführte, merkte er an, keine routinemäßige Verwendung dieser Methode rechtfertigen zu können. Nach seinen ersten Erfahrungen begründet er dieses durch den beträchtlichen technischen Aufwand bei einem durch die hohe Dosisbelastung eingeschränktem Indikationsspektrum. Ebenso bemängelte er die trotz erheblichem Zeitaufwand unzureichende Bildqualität sekundärer koronarer Rekonstruktionen (Hoffmann et al., 2002). Mit einem speziellen Operationstisch gelang es Hoelzle jedoch primär koronare Rekonstruktionen mit dementsprechend besserer Bildqualität zu erzeugen (Hoelzle et al., 2001).

Im Vergleich zur mobilen CT spricht für den isozentrischen C-Bogen die leichte Handhabung. Sowohl Positionierung als auch Datenakquise können, wie die Untersuchungen zeigten, problemlos von einer Person im Operationssaal durchgeführt werden. Das Operationsteam wird zudem während der Aufnahme dosimetrisch nicht belastet, wodurch gleichsam eine Verbesserung der Strahlenhygiene erlangt werden kann. Im Vergleich zu mobilen CT-Einheiten bestach vor allem die schnelle Positionierung des Isozentrums mittels Laserlichtvisier und Positionierungsaufnahmen. Berichteten die Arbeiten von Stanley, Hoelzle und Hoffmann von einer Positionierungsdauer zwischen 15 und 24 Minuten (Stanley, 1999; Hoelzle et al., 2001; Hoffmann et al., 2002), so vergingen bis zum Vorliegen der Sekundärrekonstruktionen beim SIREMOBIL Iso-C^{3D} durchschnittlich nur 6 Minuten. Die Erfahrungen mit mobilen Computertomographen beschränken sich jedoch auf Ergebnisse weniger Studien und diese brachten widersprüchliche Resultate hervor, sodass diese Technik, bei bleibender hoher Strahlenbelastung, für eine breite klinische Anwendung derzeit nicht uneingeschränkt empfehlenswert erscheint.

Alternativ findet die Cone-beam computed tomography (CBCT) eine zunehmende Verbreitung und verheißt gerade im Bereich der Strahlenhygiene eine Verbesserung bei ebenfalls dreidimensionaler Datenerhebung. Die CBCT liefert eine hohe räumliche Auflösung und zeigt einen geringen Grad an Artefakten bei vergleichbarer Bildqualität zur CT (Jaffray und Siewerdsen, 2000). Durch die volumetrische Erfassung des Objektes ist eine differenziertere Diagnostik möglich. Die Volumetomographie ermöglicht beispielsweise eine signifikant bessere Beurteilung des Mandibularnerves als eine konventionelle OPG (Pawelzik et al., 2002).

Die CBCT ermöglicht im Allgemeinen eine Dosisreduktion um das drei- bis sechsfache im Vergleich zur CT, da die für die konventionelle CT typische Dosisüberlappung der einzelnen Stücke eines zu untersuchenden Objekts wegfällt (Bianchi S.A., 1998).

Versuche die Dosis einer CT bei gleich bleibendem Informationsgewinn weiter zu senken brachten deutliches Einsparpotential hervor. So konnte Haßfeld 1998 verdeutlichen, dass ein signifikant dosisreduzierter CT-Scan (Dosisreduktion bis zu 76%) keinen Verlust an diagnostischer Information und keinen Einfluss auf die Längenmessgenauigkeit mit sich brachte. Jedoch bilanzierte auch er, dass selbst diese „Low-Dose-Computertomographie“ noch um den Faktor 10 die Dosis eines Orthopantomogramms übersteigt und somit speziellen Indikationen bei implantologischen Eingriffen vorenthalten bleibt (Haßfeld et al., 1998).

In Anbetracht der dargestellten Eigenschaften schlug Bianchi vor, eine Untersuchung im dentomaxillofazialen Bereich mittels CBCT direkt nach oder komplementär eines OPG durchzuführen (Bianchi S.A, 1998). Auch wenn diese Forderung kritisch hinterfragt werden sollte und vom technischen Aufwand her nicht gleich zu setzen ist, bietet die CBCT Vorzüge, welche zu einer klinischen Anwendung in der digitalen Volumentomographie und jetzt auch in dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} geführt hat

Die DVT hat ihren Hauptindikationsbereich bei der Hartgewebsdiagnostik und bei pathologischen Veränderungen im Bereich des Maxillofazialen Systems (Möbes et al., 2000). Ziegler et al. untersuchten die klinischen Indikationen für die digitale Volumentomographie in der oralen und maxillofazialen Chirurgie und kamen zu dem Schluss, dass diese Technik eine überzeugende Möglichkeit zur routinemäßigen Diagnostik darstellt. Die Bildqualität zur Befundung erschien der CT ebenbürtig und bei einfacher Handhabung überzeugten die kürzere Untersuchungszeit, geringere Kosten und eine Dosisreduktion im Vergleich zur Standard-CT von 76% (Ziegler et al., 2002).

Die geringere Dosisbelastung ist als wichtiger Vorteil gegenüber der Computertomographie besonders hervorzuheben. Sie bewegt sich bei der DVT in der Größenordnung einer dosisreduzierten CT-Untersuchung, unterschreitet jedoch auch diese deutlich (Möbes et al., 2000). Die Dosisbelastung differiert zwischen zentralen und peripheren Arealen. Ermittelt wurde hierbei ein maximaler Wert im zentralen Profil von etwa einem Sechstel einer traditionellen Spiral-CT (Mozzo et al., 1998).

Im Hinblick auf die Aussagekraft einer umfassenden, präimplantologischen Diagnostik sind die hervorragende Darstellung von Kortikalis und Spongiosa, sowie im Besonderen auch die Darstellung der Kieferhöhlen anzumerken. Der größte klinische Nutzen erscheint in der Beurteilung des Knochenangebotes im Oberkiefer, sowie in der Darstellung des Nervus alveolaris inferior und einer exakten Analyse der Kieferform (Möbes et al., 1999). Flinzberg et al. konnten in einer Kadaverstudie mit winkelstabilen Osteosyntheseplatten die Praktikabilität des NewTom 9000, als meist genutztes Gerät der DVT, evaluieren und resümierten eine problemlose Darstellung sämtlicher relevanter Strukturen. Insbesondere die geringen Metallartefakte auch in der axialen Primärrekonstruktion imponierten und führten zu der Gesamteinschätzung, dass sich die DVT zur Darstellung der knöchernen Mittelgesichtsstrukturen sehr gut eigne (Flinzberg et al., 2003).

Während mit der CT auch eine Weichgewebsdiagnostik möglich ist (Knochenfenster/ Weichteilfenster), scheidet diese Indikation für die DVT jedoch aus (Möbes et al., 2000). Weiterhin erscheint die subjektive Bildqualität schlechter als bei einer CT, was bei objektiver Betrachtung die Frage nach der klinischen Relevanz nach sich zieht und im Rahmen der Untersuchungen mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} genauer diskutiert wird.

Bianchis drastische Forderung nach einer komplementären Handhabung der CBCT zu einer OPG gewinnt zusätzlich an Tragweite, da es möglich ist, aus dem DVT-Datensatz ein Orthopanthomogramm zu rekonstruieren. Die Rekonstruktion kann das konventionelle OPG jedoch nicht ersetzen, da die Bildqualität in einer vergleichenden Studie deutlich schlechter als die der konventionellen Projektionen erscheint und für den klinischen Gebrauch nicht zu empfehlen ist (Pawelzik et al., 2002).

Die Auswertung von Hochkontrastmessungen mit einem Linienpaarphantom ergab für den SIREMOBIL Iso-C^{3D} in den axial rekonstruierten Schichten (x- und y-Achse) für beide empfohlene Standardparametereinstellungen eine Auflösung von 9 Linienpaaren pro Zentimeter (Lp/cm). Hervorzuheben ist hierbei, dass diese Auflösung von 9 Lp/cm auch bei der Untersuchung in der Patientenlängsachse (z-Achse) erzielt werden konnte. Im Vergleich hierzu konnten bei Untersuchungen

mit einer Spiral-CT (Somatom Plus4, Fa. Siemens, Erlangen), je nach verwendeter Schichtdicke von 1 mm bis 3 mm, in den axialen Bildern ebenfalls 9 Lp/cm aufgelöst werden. In z-Richtung jedoch nur eine Auflösung von 5-6 Lp/cm. Bei der Spiral-CT handelt es sich, im Gegensatz zu den Bildern des SIREMOBIL Iso-C^{3D}, um Sekundärrekonstruktion. Diese Ergebnisse verdeutlichen also, dass die Hochkontrastauflösung des SIREMOBIL Iso-C^{3D} unabhängig von den Raumebenen und dadurch dem Spiral-CT in der Auflösung im Bereich der z-Achse überlegen ist (Rock et al., 2001).

Mit einer Auflösung von 9 Lp/cm liegen die Ergebnisse über den Leitlinien der Bundesärztekammer, die für eine CT-Untersuchungen im Hochkontrast eine räumlichen Auflösung kleiner Bilddetails von weniger als 0,8 mm fordert, was 6 Linienpaaren pro Zentimeter entspricht (Rock et al., 2001).

Einschränkend bleibt jedoch die Bildqualität der Hüftgelenk- und Wirbelsäulenaufnahmen, sowie der Schultergelenkuntersuchungen zu erwähnen. Bei einer Untersuchung an humanen Leichenpräparaten, welche Rock und Mitarbeiter im Jahr 2001 durchführten, erzielten die Aufnahmen von Wirbelsäule und Hüftgelenk, trotz einer Dosiserhöhung um 85%, zunächst nur eine eingeschränkte Qualität. In einer weiteren Untersuchung wertete Rock Untersuchungen in diesem Bereich jedoch als „ohne Einschränkung durchführbar“ und „mit auswertbarer Bildqualität“ (Rock et al., 2001). In ursächlicher Betrachtung ist hier die zunehmende Masse an Stammskelett und Hüftgelenk anzuführen. Dahingegen konnte bei den kleineren Gelenken, mit einer geringeren Masse, durchweg die diagnostische Bildqualität im Bereich einer Niedrigdosis-CT geliefert werden. Die Schultergelenksuntersuchungen wurden jedoch in mehreren Untersuchungen als unzureichend eingestuft. (Kotsianos et al., 2001, Wirth, 2001, Rock et al., 2002). Dieses schlechte Ergebnis ist auf die periphere Lage der Schultergelenke zurück zu führen. Hierdurch wird eine isozentrische Positionierung des Patienten ausgeschlossen. Der C-Arm würde aus diesem Grunde während der Untersuchung mit der kontralateralen Schulter bzw. dem Thorax kollidieren, was eine Untersuchung unter optimalen Bedingungen nicht erlaubt. Diese Probleme versprechen sich durch die in Zukunft angestrebte

Kippung des C-Bogens zu minimieren und betreffen die Untersuchung des Gesichtsschädels nicht unmittelbar.

Objektiv betrachtet ergibt die CBCT mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} eine gute Bildqualität. Subjektiv hingegen erscheint diese im Vergleich zur CT schlechter. Bei unseren Untersuchungen galt es unter anderem zu bestimmen, in wie weit dieses subjektive Empfinden auf die Güte der erhobenen Befunde einen Einfluss hat.

Zu diesem Zweck wurden die Datensätze des SIREMOBIL Iso-C^{3D} von 14 Patienten mit operativ versorgten Mittelgesichtsfrakturen evaluiert. Die intraoperative Kontrolle erfolgte durch den operierenden Chirurgen unter Fortführung der bestehenden Intubationsnarkose des Patienten. Um einen Vergleich zur Güte der als Goldstandard bezeichneten CT herstellen zu können, wurden die gewonnenen Datensätze mit korrespondierenden präoperativen CT-Aufnahmen verglichen. Dieser Vergleich erfolgte mittels 6 definierter Merkmale, unter Verwendung einer Benotungsskala.

Durch die Auswertung der Ergebnisse konnte eindeutig die klinisch suffiziente Beurteilung mittels der SIREMOBIL-Datensätze nachgewiesen werden. Alle relevanten Strukturen konnten mit ausreichender Sicherheit bewertet werden und ermöglichten so eine sichere radiologische Kontrolle. Die Güte der erhobenen Befunde war, trotz schlechterer subjektiver Bildqualität, den CT-Befunden gleichwertig und erlaubte eine höhere diagnostische Sicherheit als bei konventionellem Vorgehen.

Die in unseren Ergebnissen beobachtete geringe Artefaktbildung wird ebenfalls in anderen Untersuchungen bestätigt (Siewerdsen und Jaffray, 1999; Rock et al., 2001; Kotsianos et al. 2002). Siewerdsen untersuchte die bei der cone-beam computed tomography typischerweise auftretenden Artefakte „comet“ und „streak“ genauer. Indem er herausfand das „streak“ und „comet“ unter klinischen Bedingungen einen geringen Effekt haben werden, relativierte er seine Beobachtung jedoch. Unter Einschränkungen sei dies nur bei Hochkontrastobjekten von Bedeutung (Siewerdsen und Jaffray, 1999). Gerade mit iatrogenen Hochkontrastobjekten ist jedoch bei einem Einsatz im orofazialen

Gebiet zu rechnen. Unsere klinischen Erfahrungen belegen eindeutig eine geringe Artefaktbildung. Verdeutlicht wurde dies besonders bei Untersuchungen nach einer Drahtbogenkunststoffschiene nach Schuchardt (Abb. 3.6), erschien aber ebenso bei der Plattenosteosynthese des Mittelgesichts von Vorteil.

Auffällig in den Ergebnissen erscheint die schlechte Beurteilbarkeit der Jochbeine, bzw. Jochbögen. Dem zu Grunde liegt das beschränkte Volumen, welches mit einem Umlauf des SIREMOBIL Iso-C^{3D} erfasst werden kann. Diese Beobachtung wurde auch in weiteren Studien belegt (Kotsianos et al., 2001, Wirth, 2001, Rock et al., 2002) und stellt eine Einschränkung in der klinischen Anwendung dar. Daher sollte ein vorrangiges Ziel in der technischen Weiterentwicklung dieses Systems sein, den gesamten Gesichtsschädel mit einem Datensatz erfassen zu können.

Die Studien von Hoffmann und Hoelzle zur Untersuchung mit einem mobilen Computertomographen verdeutlichen, dass in einem erheblichen Teil der Fälle ein akutes Revisionsbedürfnis besteht (Hoelzle et al., 2001; Hoffmann et al., 2002). Hoelzle spricht von 15% der Fälle, Hoffmann berichtete von 8%. Ein Eingriff zur Revision generiert, durch einen zweiten Eingriff unter ITN, enorme Kosten in Verbindung mit einer zusätzlichen Belastung für den Patienten und kann mit einer suffizienten, intraoperativen Bildgebung vermieden werden. Euler bilanzierte nach seiner Untersuchung von Schraubenosteosynthesen peripherer Gelenke mittels des isozentrischen C-Bogens, dass sich diese Technik als tragende Säule der intraoperativen Bildgebung etablieren wird. Neben dem geringen logistischen Aufwand und der flexiblen Handhabung fand vor allem der diagnostische Informationsgewinn Erwähnung und bildeten die Grundlage zu seiner Einschätzung (Euler, 2001).

Der Informationsgewinn begründet sich durch die dreidimensionale Datenerhebung im Gegensatz zur zweidimensionalen Projektion einer konventionellen Aufnahme. Untermuert werden diese Informationen zusätzlich durch optionalen Export in Form von DICOM-Dateien. Durch eine Umwandlung der Daten in das DICOM-Format besteht die Möglichkeit zur Darstellung in anderen Anwendungen. Diese Option erlaubt die Darstellung dreidimensionaler Strukturen in übersichtlicher Art und erleichtert die Beurteilung zusätzlich.

Gerade nach umfangreichen Frakturversorgungen bot in unseren Untersuchungen die dreidimensionale SimgramTM-Darstellung eine gute Übersicht (Abb. 4.1). Diese Funktion steht dem Operateur allerdings nicht direkt intraoperativ zur Verfügung, sondern erfordert den Transfer der Daten im DICOM-Format post operationem.

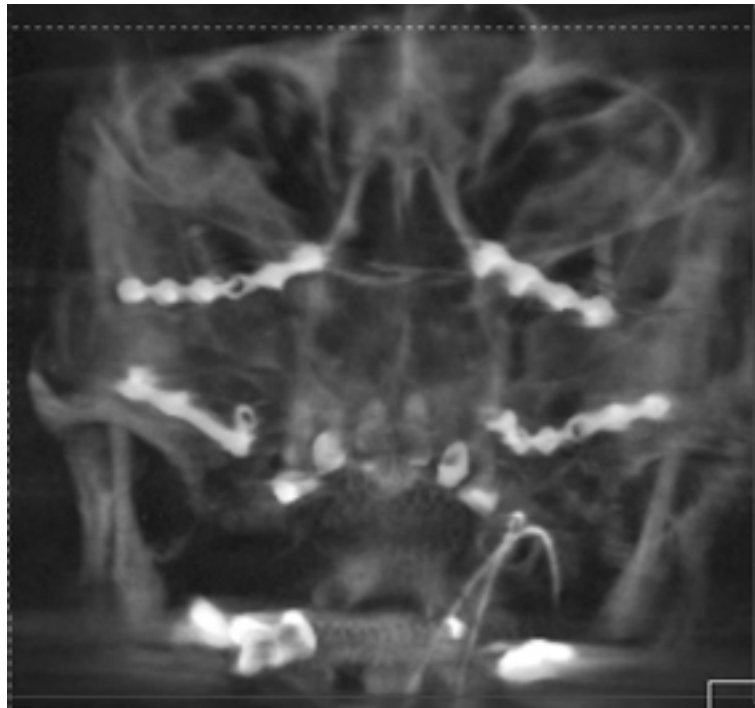


Abb. 4.1 Dreidimensionale SIMGRAMTM-Rekonstruktion einer versorgten zentralen Mittelgesichtfraktur (Le Fort II)

Durch die beliebig im Raum rotierbaren 3D-Rekonstruktionen wurde die Beurteilung der Behandlungsergebnisse erheblich erleichtert. Diese Funktion erwies sich zwar als äußerst hilfreich, kann derzeit allerdings nicht mit der intraoperativ nutzbaren SYNGO-Software erzeugt werden. Die intraoperativ zur Verfügung stehenden SSD(surface shaded display)-Rekonstruktionen bieten jedoch einen ungleich geringeren Informationsgewinn, sodass eine klinisch adäquat nutzbare Integration der SIMGRAMTM-Rekonstruktionen in den intraoperativen Ablauf wünschenswert wäre.

Über die Rekonstruktionen zur Diagnostik hinaus bietet der Export in Form vom DICOM-Format noch weiterführende Anwendungsmöglichkeiten. Beispielsweise

ist es für implantologische Anwendungen möglich, die Daten zunächst dreidimensional darzustellen. Daraufhin kann die implantologische Planung computergestützt simuliert werden und basierend auf diesen Daten mittels einer individuellen OP-Schablone die intraoperative Positionierung der Implantate erfolgen. (NobelGuide™, Nobel Biocare Deutschland GmbH, Köln, Deutschland). Die Vernetzung digitaler Komponenten bietet also gerade im Bereich der computernavigierten Chirurgie ein zukunftssträchtiges Entwicklungsfeld.

Ein Vergleich dosimetrischer Angaben aus verschiedenen Studien ist durch die unterschiedlichen Ansätze schwierig. Aus diesem Grund ergibt sich die Empfehlung für die klinische Anwendung das Verhältnis verschiedener Modalitäten bei vergleichbaren Untersuchungsbedingungen heran zu ziehen (Heiland, 2004). Bei einem derartigen Vergleich von Heiland ergaben sich deutlich niedrigere Strahlenexpositionen bei intraoperativen Untersuchungen mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} im Vergleich zu intraoperativen CT-Untersuchungen. In früheren Untersuchungen stellte sich heraus, dass die Exposition ebenso deutlich niedriger ausfällt als bei einem konventionellen Röntgenstatus und diese nur geringfügig höher ist als bei einem konventionellen OPG (Heiland et al., 2003).

Durch die deutlich niedrigere Patientenbelastung ergeben sich im Vergleich zur CT weniger eng gefasste Indikationslimitierungen. Im Rahmen dieser Studie erfolgte eine erfolgreiche radiologische Kontrolle nach Therapie einer dislozierten Unterkieferfraktur und nach einer bimaxillären Umstellungsosteotomie. Auch hier stellte sich der größere Informationsgehalt als äußerst nützlich dar und die intraoperative Kontrolle verhinderte einen gegebenenfalls notwendigen Zweiteingriff zur Revision.

Ebenso erscheint die Beurteilung von komplexen kieferorthopädischen Fragestellungen, welche eine dreidimensionale Bildgebung erfordern, problemlos möglich. An Hand von 68 New Tom- und 15 Arcadis-Orbic-3D-Aufnahmen konnte die diagnostische Wertigkeit mit Hilfe einer Bewertungsskala evaluiert werden. Hierbei wurden alle Aufnahmen als indiziert eingestuft und stellten gerade bei Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten sowie bei kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgisch zu behandelnden Patienten ein suffizientes bildgebendes Verfahren dar. Die DVT-Aufnahmen wiesen deutliche Vorzüge gegenüber der

konventionellen Diagnostik auf. Sowohl die Knochenverhältnisse in der Spalte, als auch die Positionierung der Platten und Schrauben konnte besonders gut beurteilt werden (Korbmacher et al., 2007).

Darüber hinaus konnte der durch Feifel mittels CT belegte Informationsgewinn durch dreidimensionale Diagnostik bei retinierten Weisheitszähnen (Feifel et al., 1991) ebenso für Aufnahmen nach Kegelstrahltomographie bestätigt werden. In der Untersuchung von Korbmacher konnte die Anfertigung einer DVT-Aufnahme bei retinierten bzw. verlagerten Zähnen sowie zur Lagebeurteilung der dritten Molaren mehrheitlich befürwortet werden (Korbmacher et al., 2007). Hierdurch erscheint die bildgebende Diagnostik bei Jugendlichen mittels Kegelstrahltomographie gerechtfertigt.

Im Sinne einer dentoalveolären Basisuntersuchung erscheint das SIREMOBIL Iso-C^{3D} durchaus seine Berechtigung zu haben. Obwohl die Datensätze bei der Beurteilung von apikalen Befunden nicht in jedem Fall uneingeschränkt möglich erschien, stellt sich die Situation bei der etablierten OPG im Frontzahnbereich ebenfalls undeutlich dar. Im Zweifelsfall empfehlen sich auch hier zusätzliche Kontrollen durch die Anfertigung von Zahnfilmen. Der Zugewinn an Informationen durch den dreidimensionalen Scan, die im Vergleich zur OPG ähnlich hohe Dosisbelastung und die geringe Artefaktbildung durch metallische Restaurationen sprechen ihrerseits für eine dento-alveoläre Untersuchung mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D}.

Die Reduktion der Projektionszahl für den Datensatz von 100 auf 50 brachte keine deutliche Qualitätsminderung. Zwar nahm die Häufigkeit der Artefakte bei reduzierter Projektionszahl zu, für die dento-alveoläre Fragestellung erscheint eine Herabsetzung jedoch gerechtfertigt.

Als eine interessante erweiterte Anwendung erscheint die Diagnostik parodontaler Erkrankungen mittels CBCT. Pistorius et al. konnten eine signifikante Divergenz von PA-Befunden aus klinischen Standardsondierungen im Vergleich zu einer CT aufdecken. Dabei betrug die Differenz zwischen Sondierung und CT in 49,5% der Fälle (n=639) 2mm oder mehr. Auch ein Furkationsbefall wurde in 31% der Fälle durch eine klinische Untersuchung nicht bemerkt (Pistorius et al., 2001). Diese

Zahlen belegen deutlich die mangelnde Qualität der klinischen PA-Diagnostik. Allerdings sind diese Daten in Konflikt zu der enormen Strahlenbelastung durch eine Computertomographie zu sehen. Die Darstellung mit dem C-Bogen oder aber mittels DVT könnte ein viel versprechendes Anwendungsgebiet als Alternative zur Dental-CT darstellen.

Weiterführende Studien in diesem Gebiet bleiben zunächst abzuwarten, jedoch lässt sich mit der Weiterentwicklung des SIREMOBIL Iso-C^{3D} eine Bereicherung in der dento-alveolären Diagnostik und Planung erwarten.

Euler blieb 2001 nach seinen Untersuchungen am Talus mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} zunächst noch skeptisch und gab zu bedenken, dass ein Einsatz im maxillofazialen Bereich Einschränkungen, wie die Artefaktüberlagerung bei gelenknahen Osteosyntheseplatten unterliegt. Mit den Untersuchungen am Kopf- und Neurozentrum des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf konnte jedoch die klinische Eignung nachgewiesen werden.

Die beschriebenen Ergebnisse unterstreichen die ersten Eindrücke aus den präklinischen Versuchen (Heiland et al., 2004) und belegen deutlich die suffiziente Bildgebung mittels des isozentrischen C-Bogens in der intraoperativen Diagnostik. Die Befundung erfolgte in einer der CT ähnlichen Güte. Darüber hinaus wussten die einfache Handhabung, die geringere Dosisbelastung, die hohe Aussagekraft des dreidimensionalen Datensatzes und die daraus gewonnenen Reproduktionen zu überzeugen.

Probleme bleiben vor allem in der Größe des Aufnahmevolumens, in der Darstellung von Weichgeweben und in den verbesserungsfähigen, intraoperativ zur Verfügung stehenden dreidimensionalen Rekonstruktionen.

Resümierend unterstrich die intraoperative Bildgebung mittels des SIREMOBIL Iso-C^{3D} den Status einer hochwertigen Alternative zur Computertomographie und ihre Vorzugsstellung gegenüber konventionellen Verfahren. Auf Grund der Dosimetrieergebnisse und der suffizienten Bildgebung ergeben sich für die C-Bogen basierende CBCT darüber hinaus weitere Indikationsgebiete, sodass diese Technik als eine zukunftssträchtige Bereicherung des diagnostischen Spektrums zu verstehen ist.

Ausblicke

Weichgewebsdarstellung

Die gezielte Darstellung von Weichgewebe stellt eine mögliche Erweiterungsmöglichkeit in der Anwendung von C-Bögen dar. Erste Ergebnisse der Anwendung einer solchen Einheit bei lebenden Tieren wurden 2004 von Ritter vorgestellt. Um eine Auflösung zu erreichen, welche Weichgewebe gerecht wird, wurde der isozentrische C-Bogen durch hoch leistungsfähige (Flat panel-) Detektoren mit 14 Bit Digitalisierung ausgestattet.

Jaffray beschrieb 2002 einen Kontrast in 1 mm dicken Rekonstruktionen von 47 HU (Jaffray et al, 2002). Ritter konnte bereits einen Weichgewebskontrast von etwa 15-25 HU erreichen. Die Tumordiagnostik benötigte für eine optimale Auflösung bis zu zwei Minuten Scanzeit und zusätzliche Zeit für die Berechnung. Das untersuchte Volumen betrug $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$.

Zusammenfassend konnte die Machbarkeit von Weichgewebsuntersuchungen mittels eines modifizierten C-Bogens in ersten klinischen Tests nachgewiesen werden (Ritter et al., 2004). In Zukunft sollen auch auf dem C-Bogen basierende Weichgewebsdarstellungen am Menschen erstellt werden.

Die Anwendung von mobilen C-Bögen könnte damit in Zukunft eine Ausweitung des Nutzungsspektrums erfahren und bei gewissen Fragestellungen eine weiterführende Alternative zur Computertomographie darstellen.

Computerassistierte Chirurgie (CAS)

Unter computerassistierter Chirurgie (CAS – computer assisted surgery) wird eine Vielzahl verschiedener Applikationen erfasst, die in der Lage sind, die Präzision bei bestimmten Eingriffen der Traumatologie zu erhöhen. Hierbei kann man derzeit zwei grundlegende Entwicklungsrichtungen festhalten. Zum einen die auf präoperativen CT-Datensätzen basierende CAS und zum anderen Systeme, welche auf intraoperativen C-Arm-Bildern basieren. Erprobte Bereiche der CAS sind dorsale Instrumentationen der Wirbelsäule, Unterstützung der chirurgischen Tumorthherapie sowie einige spezielle Anwendungen am Femur und Becken. Die Instrumentation der Wirbelsäule oblag lange ausschließlich der CT-basierten CAS.

Die CT-basierte CAS stützt sich auf eine präoperativ erworbene, dreidimensionale Bilddatei. Intraoperativ kann die Instrumentenposition dadurch in Echtzeit simuliert werden, indem das Instrument mit Infrarot-Leuchtdioden (aktive Marker) oder mit reflektierenden Kugeln (passive Marker) ausgestattet ist, von einer Kamera erfasst wird und ein Abgleich der tatsächlichen Position mit dem Bilddatensatz erfolgt. Die intraoperativ bedingten Veränderungen der Anatomie können hierbei nicht erfasst werden, wodurch sich der Einsatz der CT-basierten Navigation beschränkt (Grützner, 2003).

Im klassischen Sinne bezieht sich C-Bogen gestützte, computerassistierte Chirurgie auf zweidimensionale Bilder von konventionellen C-Bögen. Hierbei sind sowohl die chirurgischen Instrumente, als auch der C-Bogen mit Markern bestückt, sodass nach vorheriger Kalibrierung intraoperativ Bilddaten gewonnen werden können und daraus ein Bild der Echtzeitbedingungen erstellt werden kann.

Bei komplexen anatomischen Strukturen (Wirbelsäule, Becken, Gelenke) bestehen hierbei jedoch Limitierungen und auch bezüglich der Bildqualität müssen durch die zweidimensionale Bildgebung gerade im Bereich der Wirbelsäule Abstriche gemacht werden (Grützner et al., 2003). Dennoch konnte partiell auch eine zufrieden stellende Genauigkeit ermittelt werden. Bei einer Untersuchung zur bildwandlergestützten Navigation von Beckenverschraubungen wurden in 85% der Fälle präzise und in 93% der Fälle (n = 60) ausreichende Positionierungsergebnisse ermittelt (Stöckle et al, 2001). Weiterhin konnte die sichere transorale Schraubenpositionierung mit der auf dem C-Arm basierenden

CAS in der Massa lateralis von C1 und subarticulär in C2 bewiesen werden (Kandziora, 2001). In der Studie von Kandziora wurden allerdings ebenso die bereits angesprochenen Einschränkungen deutlich, da die ventrale transpediculäre Schraubenplatzierung nur in zwei von acht Fällen suffizient erreicht werden konnte. Bei der navigierten Fixation femoraler Frakturen konnte Suhm in 42 Fällen lediglich eine fehlplatzierte Schraube (2,3%) feststellen (Suhm et al., 2000). Bilanzierend konnte er zwar eine präzise intraoperative Anwendung festhalten und stufte das System als nützlich für Patient und Behandler ein, gab aber als Kehrseite die hohe Komplexität und den enormen Zeitaufwand an (Suhm et al., 2000). Durch diese Ergebnisse wird der derzeitige ambivalente Stand in der C-Arm gestützten computerassistierten Chirurgie deutlich. Viel versprechende Ansätze sind mit einer eingeschränkten Indikation und Limitationen verschiedenen Ursprungs verbunden. Einen deutlichen Nutzen kann diese Technik jedoch nur bei ausreichender Präzision darstellen.

Schon vor einigen Jahren wurde daher der Ansatz umschrieben, aus diesen zweidimensionalen Daten einen dreidimensionalen Datensatz zu erstellen, der die Navigation in einem quasi 3D, unter Umständen semitransparenten Datensatz ermöglichen und erleichtern soll (Gebhard et al., 2000). Die Integration der CBCT und somit die Generierung eines echten dreidimensionalen Datensatzes mit dem SIREMOBIL Iso-C^{3D} bedeutet hierbei eine echte Weiterentwicklung im Gebiet der C-Arm basierten CAS. Grützner konnte im Jahr 2003 erstmals die Anwendung vorwiegend im Rahmen von computernavigierter Instrumentierungen der Wirbelsäule beschreiben. Dabei bilanzierte er eine deutlich geringere Durchleuchtungs- und Operationszeit im Vergleich zu anderen Verfahren, sowie eine sehr gute Präzision. Insgesamt stufte er die Iso-C^{3D}-Navigation an Wirbelsäule und Becken allen anderen Verfahren (konventionelles Vorgehen, CT-basierte CAS) gegenüber als überlegen ein (Grützner et al., 2003). Man darf bei diesen Aussagen jedoch die geringe Anzahl der zumeist hoch spezialisierten Fachkräften nicht außer Acht lassen, wodurch sich die offene Frage nach der derzeitigen klinischen Praktikabilität stellt.

Schramm untersuchte den Nutzen der CAS über den frakturtherapeutischen Einsatz an Hartgeweben hinaus, bei der Behandlung von cranio-mandibulären

Tumoren. Durch die präzise präoperative Planung und Festlegung der Sicherheitsränder konnte in allen (n=14) Fällen eine erfolgreiche Resektion durchgeführt werden. Dabei sind eine hohe Genauigkeit und die exakte Einhaltung der zuvor erfolgten Planung festzuhalten. Es ergab sich durch die intraoperativen Kontrollen für den Operateur ein fortwährender Überblick. Schramm kommt zu dem Schluss, dass die intraoperative Navigation die radikale Tumorchirurgie, vor allem durch die Anzeige der Sicherheitsabstände und die exakte Planung zur Schonung vitaler Strukturen, sicherer macht (Schramm et al, 2000). Die CAS bietet also in mehreren klinischen Feldern interessante Perspektiven, deren Qualität jedoch einer genaueren Evaluation bedarf.

Im Bereich der außerklinischen, ambulanten Anwendung hat die CBCT ebenfalls Einzug in den klinischen Ablauf durch die Integration von DVT basierten kieferchirurgischen Implantatplanungen gefunden und kann eine exakte Umsetzung der präoperativen Planung ermöglichen (Ewers et al., 2004).

Die Firma Nobel Biocare (Nobel-GuideTM, Nobel Biocare Deutschland GmbH, Köln, Deutschland) bietet beispielsweise die Möglichkeit Daten im DICOM-Format in eine speziell entwickelte Software zu integrieren, sodass bereits präoperativ eine exakte Positionierung der Implantate erfolgen kann. Dadurch kann der implantatgetragene Zahnersatz bereits vor der operativen Insertion angefertigt werden. Dieses Verfahren minimiert den chirurgischen Aufwand und bietet interessante Vorteile für Arzt und Patient. Der Einsatz in ambulanten Eingriffen bietet weiteres Potential für die Anwendung des vorgestellten C-Bogens.

Ob sich die derzeit einer zunehmende Verbreitung erfreuenden Navigationssysteme zur implantologischen Therapie auch in einer auf längere Sicht erhöhten Erfolgsrate widerspiegeln bleibt jedoch abzuwarten.

5 Zusammenfassung

Intraoperative Bildgebung unterlag bis zur Anwendung heutiger C-Bögen einem fortwährenden Entwicklungsprozess. In diesem Prozess sind als bedeutsame Schritte die Monitordarstellung, gepulste Durchleuchtung, Digitalisierung der Bildspeicherung, das isozentrische Konstruktionsprinzip sowie zuletzt die Bildgebung nach der Kegelstrahltomographie hervorzuheben.

Anlässlich der gesteigerten Anforderung an dreidimensionale Bildgebung und der dosimetrischen Vorteile der Kegelstrahltomographie, gegenüber der Computertomographie, wurden in dieser Dissertation die weltweit ersten klinischen Einsätze der Kegelstrahltomographie mit einem C-Bogen beschrieben.

Hierzu wurden 14 Patienten (11 männlich, 3 weiblich; im Alter von 21 bis 83 Jahren) untersucht, die auf Grund von lateralen und/oder zentralen Mittelgesichtsfrakturen im Kopf- und Neurozentrum des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf therapiert wurden. Die radiologische Repositionskontrolle erfolgte intraoperativ mittels eines C-Bogens unter Verwendung der Kegelstrahltomographie (CBCT, Cone Beam Computed Tomography).

Die generierten Datensätze mit den errechneten Rekonstruktionen wurden zur Befundung fünf Mund-Kiefer-Gesichtschirurgen präsentiert. Bei der Betrachtung sollten sechs definierte Kriterien durch eine Skala von eins („sehr gut“) bis fünf („sehr schlecht“) beurteilt werden.

Im Ergebnis wurden 5 von 6 Kriterien als „gut beurteilbar“ eingestuft. Die weniger gute Beurteilbarkeit der Jochbogensymmetrie resultierte aus dem, für eine gleichzeitige Darstellung beider Jochbögen, zu geringen Aufnahmevermögen.

Im Ganzen unterstrich die intraoperative Bildgebung mittels des SIREMOBIL Iso-C^{3D} den Status einer hochwertigen Alternative zur Computertomographie und ihre Vorzugsstellung gegenüber konventionellen Verfahren. Auf Grund der Dosimetrieergebnisse und der suffizienten Bildgebung ergeben sich für die C-Bogen basierende CBCT darüber hinaus noch weitere Indikationsgebiete, so dass diese Technik als eine zukunftsreiche Bereicherung des diagnostischen Spektrums zu verstehen ist.

6 Literaturverzeichnis

Arnot R, Willets R, Batten J, Orr J "Investigations using an X-ray image intensifier and a TV camera for imaging transverse sections in humans". Brit Journ Radiol 1984; 57:47-55

Austermann KH "Frakturen des Gesichtsschädels". In: Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): „Zahn-Mund-Kieferheilkunde: 2. Spezielle Chirurgie“ 3. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2002, S.275-366

Baily N, Keller R, Jakowatz C, Kak A „The capability of fluoroscopic systems for the production of computerized axial tomograms“. Invest Radiol 1976; 11:434-439

Bergler W, Hoffmann A, Hörmann K "Die Spätfolgen lateraler und zentraler Mittelgesichtsfrakturen nach osteosynthetischer Versorgung mit Miniplatten". HNO 1997; 45:128-132

Bianchi SD, Lojcono A „2D and 3D images generated by Cone Beam Computed Tomography (CBCT) for Dentomaxillofacial investigations“. In Lemke HU, Vanier MV, Inamura K, Farman AG, Doi K, Reiber JHC (Hrsg): CAR'98 – Proceedings of the 13th International Congress and Exhibition: Computer Assisted Radiology, Elsevier Science B.V., Amsterdam 1998, S. 792-797

Chacon GE, Dawson KH, Myall RWT, Beirne OR "A comparative study of 2 imaging techniques for the diagnosis of condylar fractures in children". J Oral Maxillofac Surg 2003; 61:668-672

Chen TW, Ng SY, Whaites EJ "Interpretation of skull radiographs for facial fractures by medical staff working in UK emergency departments: a pilot study". Dentomaxillofac Radiol 2003; 32:166-172

Cohen SR, Kawamoto HK "Analysis and results of treatment of established posttraumatic facial deformities". Plast Reconst Surg 1992; 90:574-584

Danter J, Klinger M, Siegert R, Weerda H "Ultrasonographische Darstellung von Nasenbeinfrakturen mit einem 20-MHz-Ultraschallgerät". HNO 1996; 44:324-328

Daatselaar AN, Tyndall DA, Stelt PF "Detection of caries with local CT". Dentomaxillofac Radiol 2003; 32:235-241

Ellis III E, Reddy L "Status of the internal orbit after reduction of zygomaticomaxillary complex fractures". J Oral Maxillofac Surg 2004; 62:275-283

Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Mutschler W, Pfeifer KJ, Hebecker A „Vergleichende Untersuchung zur Qualität der C-Bogen-basierten 3D-Bildgebung“. Unfallchirurg 2001; 104:839-846

Euler E, Wirth S, Pfeifer KJ, Mutschler W, Hebecker A „3D-Imaging with an Isocentric Mobile C-Arm“. Electromedia 2000; 68:122-126

Feifel H, Riediger D, Gustorf-Aeckerle R, Claus C „Die hochauflösende Computertomographie in der Diagnostik verlagter unterer Weisheitszähne unter besonderer Berücksichtigung der Strahlenbelastung“. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 1991; 15:226-231

Feifel H, Riediger D „Anatomische und funktionelle Ergebnisse bei Mittelgesichtsfrakturen nach Miniplattenosteosynthese“. Fortschr Kiefer Gesichtschir 1991; 36:57-60

Flinzberg S, Schmelzle R, Schulze D, Rother U, Heiland M „Dreidimensionale Darstellungsmöglichkeiten des Mittelgesichts mit Hilfe der digitalen Volumentomographie anhand einer Kadaverstudie zur winkelstabilen Osteosynthese“. Mund Kiefer Gesichtschir 2003; 7:289-293

Friedrich RE, Volkenstein RJ „Wertigkeit der Sonographie für die Diagnose von Jochbeinfrakturen“. Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 1991; 15:472-479

Fürst G, Reinert S, Passelk C, Kuhn P, Lentrodt J, Mödder U „Stellenwert der 2- und 3-dimensionalen Computertomographie bei der Diagnostik und Klassifikation von Mittelgesichts- und Orbitafrakturen“. Dtsch Z Zahn Mund Kieferheilkd 1992; 80:199-207

Galinski M, Högemann D „Gesichtsschädel“. In: Galinski M, Wippermann B (Hrsg): Kompendium der traumatologischen Röntgendiagnostik, Springer Verlag, Berlin 1999, S 87-100

Gebhard F, Arand M, Fleiter T, Hebecker A, Heeckt P, Hesser J, Messmer J, Hüfner T, Visarius H, Regazzoni P, Kinzl L „Computer assistierte Chirurgie, Entwicklung und Perspektiven 2001“. Unfallchirurg 2001; 104:782-788

Gebhard F, Kinzl L, Arand M „Computerassistierte Chirurgie“. Unfallchirurg 2000; 103:612-617

Giroto JA, MacKenzie E, Fowler C, Redett R, Robertson B, Manson PN „Long-term physical impairment and functional outcomes after complex facial fractures“. Plast Reconstr Surg 2001; 108:312-327

Grützner PA, Hebecker A, Waelti H, Vock B, Nolte LP, Wentzensen A „Klinische Studie zur registrierungsfreien 3D-Navigation mit dem mobilen C-Bogen Siremobil Iso-C 3D“. Electromedia 2003; 71:58-67

Härtel J „Ergebnisse der Behandlung von Mittelgesichtsfrakturen“. Fortschr Kiefer Gesichtschir 1991; 36:60.62

Hall P, Adami HO, Trichopoulos D, Pedersen NL, Laggiou P, Ekblom A, Ingvar M, Lundell M, Granath F „Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study“. BMJ 2004; 328:19

Hammerschlag S, Hughes S, O'Reily G, Naheedy M, Rumbaugh C “Blow-out fractures of the orbit: a comparison of computed tomography and conventional radiography with anatomical correlation“. Radiology 1982; 143:487-492

Haßfeld S, Mühling J, Zöller J “Intraoperative navigation in oral and maxillofacial surgery“. Int J Oral Maxillofac Surg 1995; 24:111-119

Haßfeld S, Streib S, Sahl H, Stratmann U, Fehrentz D, Zöller J “Low-dose-Computertomographie des Kieferknochens in der präimplantologischen Diagnostik“. Mund Kiefer Gesichtschir 1998; 2:188-193

Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R „3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system(SIREMOBIL Iso-C^{3D})“. Dentomaxillofac Radiol 2003; 32:21-25

Heiland M, Schulze D, Flinzberg S, Thurmann H, Rother U, Schmelzle R „Strahlenexposition und dreidimensionale Darstellungsmöglichkeit des Siremobil Iso-C^{3D} zur Planung chirurgischer Zahnsanierung“. Mund Kiefer GesichtsChir 2004; 8: 35-40

Herrmann K (1997) „Strahlendosisreduktion an modernen Durchleuchtungsanlagen durch gepulste Durchleuchtung“. Med. Dissertation. Universität München

Heurich Th, Ziegler C, Steveling H, Wörtche R, Mühling J, Haßfeld St “Erweiterte Diagnostik im Rahmen der operativen Weisheitszahnentfernung mittels digitaler Volumentomographie“. Mund Kiefer GesichtsChir 2002; 6:427-432

Hoelzle F, Klein M, Schwerdtner O, Lueth T, Albrecht J, Hosten N, Felix R, Bier J „Intraoperative computed tomography with the mobile CT-Tomoscan M during surgical treatment of orbital fractures“. Int J Oral Maxillofac Surg 2001; 30:26-31

Hoffmann J, Krimmel M, Dammann F, Reinert S „Möglichkeiten der intraoperativen Diagnostik mit einem fahrbaren Computertomographen“. Mund Kiefer GesichtsChir 2002; 6:346-350

Holmes DR, Bove AA, Wondrow MA, Gray JE „Video-x-ray progressive scanning: New technique for decreasing x-ray exposure without decreasing image quality during cardiac catheterization“. Mayo Clin Proc 1986; 5:321-326

Holmes DR, Wondrow MA, Gray JE, Vetter RJ, Fellows JL, Julsrud PR “Effect of pulsed progressive fluoroscopy on reduction of radiation dose in the cardiac catheterization laboratory“. J Am Coll Cardiol 1990; 15:159-162

Horch HH, Herzog M “Traumatologie des Gesichtsschädels“. In: Horch HH (Hrsg): Praxis der Zahnheilkunde 10/I, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie I, 3. Aufl, Urban & Schwarzenberg, München 1997, S 53-163

Jaffray DA, Siewerdsen JH "Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization". Med Phys 2000; 27:1311-1323

Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA „Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy“. Int J Radiation Oncology Biol Phys 2002; 53:1337-1349

Jerosch J, Malms J, Castro WH, Wagner R, Wiesner L "Lagekontrolle von Pedikelschrauben nach instrumentierter dorsaler Fusion der Lendenwirbelsäule". Z Orthop 1992; 130:479-483

Kandziora F, Stöckle U, König B, Khodadadyan-Klostermann C, Mittlmeier T, Haas N "C-Bogen-Navigation zur transoralen atlantoaxialen Schraubenplatzierung". Chirurg 2001; 72:593-599

Korbmacher H, Kahl-Nieke B, Schöllchen M, Heiland M „Value of Two Cone-beam Computed Tomography Systems from an Orthodontic Point of View“. J Orofac Orthoped 2007; 68:278-289

Kotsianos D, Rock C, Euler E, Wirth S, Linsenmaier U, Brandl R, Mutschler W, Pfeifer K J „3D-Bildgebung an einem mobilen chirurgischen Bildverstärker (ISO-C-3D)“. Unfallchirurg 2001; 104:834-838

Kotsianos D, Rock C, Wirth S, Linsenmaier U, Brandl R, Fischer T, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ, Reiser M „Frakturdiagnostik am Kniegelenk mit einem neuen mobilen CT-System (ISO-C-3D): Vergleich mit konventionellem Röntgen und Spiral-CT“. Fortschr Röntgenstr 2002; 174:82-87

Lund E, Halaburt H „Irradiation dose the lens of the eye during CT of the head“. Neuroradiology 1982; 22:181-184

Manson P "Computed tomography use and repair of orbitozygomatic fractures". Arch Facial Plast Surg 1999; 1:25-26

Möbes O, Pawelzik J, Jacobs K „Anwendungsmöglichkeiten der digitalen Volumen-Tomographie in der implantologischen Diagnostik“. Zahnärztliche Implantologie 1999; 15:229-233

Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M „Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie“. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55:336-339

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis I. “A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results“. Eur Radiol 1998; 8:1558-1564

Nair MK, Seyedain A, Webber RL, Nair UP, Piesco NP, Mooney MP, Agarwal S, Gröndahl HG “Fractal Analyses of Osseous Healing Using Tuned Aperture Computed Tomography (TACT) Images“. Eur Radiol 2001; 11:1510-5

Nair MK, Webber RL, Johnson MP „Comparative evaluation of Tuned Aperture Computed Tomography for the detection of mandibular fractures“. Dentomaxillofac Radiol 2000; 29:297-301

Neumann PR, Zilkha A „Use of the CAT scan for diagnosis in the complicated facial fracture patient“. Plast Reconstr Surg 1982; 70:683-693

Pawelzik J, Cohnen M, Willers R, Becker J “A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assesment of impacted mandibular third molars“. J Oral Maxillofac Surg 2002; 60:979-984

Pistorius A, Patrosio C, Willershausen B, Mildemberger P, Rippin G. „Periodontal probing in comparison to diagnosis by CT-Scan“. Int Dent J 2001; 51:339-347

Ramesh A, Ludlow J B, Webber R L, Tyndall D A, Panquette D “Evaluation of tuned aperture computed tomography in the localization of simulated periodontal defects“. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30:319-324

Reiser M., Kuhn FP, Debus J. (2004) „Radiologie“ Duale Reihe, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Deutschland

Ritter D, Mitschke M Graumann R. „C-arm soft tissue 3D imaging with a mobile C-arm“ In:Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K, Reiber

JHC (Hrsg):CARS 2004 – Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition: Computer Assisted Radiology and Surgery, Elsevier Science BV, Amsterdam 2004, S 3-6

Rock C, Linsenmaier U, Brandl R, Kotsianos D, Wirth S, Kaltschmidt R, Euler E, Mutschler W, Pfeifer KJ „Vorstellung eines neuen mobilen C-Bogen/CT-Kombinationsgerätes (Iso-C-3D)“. Unfallchirurg 2001; 104:827-833

Rock C, Kotsianos D Linsenmaier U, Fischer T, Brandl R, Vill F, Wirth S, Kaltschmidt R, Euler E, Pfeifer KJ, Reiser M “Untersuchung zur Bildqualität, Hochkontrastauflösung und Dosis am Stamm- und Gliedmaßenskelett mit einem neuen dedizierten CT-System (Iso-C-3D)“. Fortschr Röntgenstr 2002; 174:170-176

Rother U „Moderne bildgebende Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde“ Urban & Fischer, München, 1. Auflage, 2001, S. 167, 204ff

Schramm A, Gellrich NC, Gutwald R, Schipper J, Bloss H, Hustedt H, Schmelzeisen R, Otten JE „Indications for Computed-Assisted Treatment of Cranio-Maxillofacial Tumors“. Comp Aid Surg 2000; 5:343-352

Schroeder HG, Glanz H, Welge-Lüssen L „Frakturen des Orbitabodens. Diagnose, Behandlung und synoptometrische Kontrollen“. Laryng Rhinol 1978; 57:1091-1096

Schulze D, Heiland M, Schmelzle R Rother U „Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie im Bereich des Gesichtsschädels“. Quintessenz 2005; 56:51-56

Sidebottom AJ, Lord TC “Single view radiographic screening of midfacial trauma”. Int J Oral Maxillofac Surg 1998; 27:356-357

Siewerdsen JH, Jaffray DA „Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Effects of image lag“. Am Assoc Phys Med 1999; 26:2635-2647

Stanley R “Use of intraoperative computed tomography during repair of orbitozygomatic fractures”. Arch Facial Plast Surg 1999; 1:19-24

Stöckle U, König B, Hofstetter R, Nolte LP, Haas NP „Bildwandler gestützte Navigation“. Unfallchirurg 2001; 104:215-220

Suhm N, Jacob AL, Nolte LP, Regazzoni P, Messmer P "Surgical Navigation Based on Fluoroscopy- Clinical Application for Coputer-Assisted Distal Locking of Intramedullary Implants" Comuter Aided Surg 2000; 5:391-400

Tanaka T, Morimoto Y, Kito S, Ro T, Masumi T, Ichiya Y, Ohba T "Evaluation of coronal CT findings of rare cases of isolated medial orbital wall blow-out fractures". Dentomaxillofac Radiol 2003; 32:300-303

Tanrikulu R, Erol B "Comparison of computed tomography with conventional radiography for midfacial fractures". Dentomaxillofac Radiol 2001; 30:141-146

Thurn P., Bücheler E. „Einführung in die radiologische Diagnostik“, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 9. Auflage, 1992, I S.10-14

Webber RL, Horton RA, Tyndall DA, Ludlow JB „Tuned-aperture computed tomography (TACT™). Theory and application for three-dimensional dento-alveolar imaging". Dentomaxillofac Radiol 1997; 26:53-62

Webber RL, Horton RA, Underhill TE, Ludlow JB, Tyndall DA "Comparison of film, direct digital and tuned-aperture computed tomography images to identify the location of crestal defects around endosseous titanium implants". Oral And Maxillofac Radiol 1996; 81:480-490

Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Haßfeld S „ Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery". Dentomaxillofac Radiol 2002; 31:126-130

Ziegler CM, Franetzki M, Denning T Mühling J, Haßfeld S "Digital tomosynthesis – iexperiences with a new imaging device for the dental field". Clin Oral Invest 2003; 7:41-45

Zöller JE „Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde“ Quintessenz Verlag, Berlin 2007

7 Danksagung

Zunächst und vor allem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Dr. Max Heiland für die Überlassung des Themas und die umfassende und überaus freundliche Unterstützung im Bezug auf alle Bereiche dieser Arbeit.

Für die umfassenden Archivmaterialien und Abbildungen möchte ich mich bei dem Siemens MedArchiv (Erlangen) bedanken, speziell in Person von Frau Doris Vittinghoff.

Ich danke ferner Herrn Ole Rengstorf für die professionelle Einweisung in die vielfältigen Möglichkeiten von MS-Office™.

Herrn Piet Drecoll möchte ich herzlich für besonders viel Geduld und Unterstützung in allen gestalterischen Fragen, sowie für die Beantwortung aller offen gebliebenen Fragen zu MS-Office™ danken.

Motivation, Zuspruch, Rückhalt und Antworten zu allen Tücken der höheren Grammatik fand ich stets bei meiner Freundin Verena Fromme, ohne deren Unterstützung diese Arbeit kein Ende gefunden hätte.

Abschließend möchte ich mich besonders herzlich bei meinen Eltern, Hanna und Wilfried Pauls, sowie bei meiner Tante Irmtraud Steigerwald bedanken ohne deren Unterstützung, weder mein Studium noch diese Arbeit möglich gewesen wäre. Danke.

8 Lebenslauf

Henning Pauls

geb. 14. Dezember 1976, Bremen

ledig, Tochter Lea Viktoria (geb. 27.05.2001)

Berufserfahrung

Sept. 2004 – Juni 2007 *Assistenz Zahnarzt* majlounes Zahnmedizin (Dr. Maj), Bremen

Seit Juli 2007 *Angestellter Zahnarzt* majlounes Zahnmedizin, Bremen

Interessenschwerpunkte: Parodontologie, Vollkeramische Prothetik

Hochschulstudium

Okt. 1997 Studium der *Biologie* (Dipl.), Universität Bremen

Apr. 1998 Studium der *Zahnmedizin* an der Universität Hamburg

07. Juli 2004 Abschluss Staatsexamen: *Zahnärztliche Prüfung I* Note: Gut

Fortbildungen

Vielfältige Fortbildungsveranstaltungen, Themen u.a.: Curriculum Parodontologie, Funktionsdiagnostik, Implantologie, Vollkeramik, Akupunktur, Kompositrestaurationen, Endodontie, ...

Schulbildung

20. Aug. 1996 Abschluss: **Allgemeine Hochschulreife**

Prüfungsfächer: Biologie (LK), Chemie (LK), Geschichte, Deutsch

Note: 1,7

Bremen, den 10.03.2009

.....

9 Erklärung

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe .

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Bremen, den 10.03.2009

.....

10 Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.2.1 Schädel p.-a. 15°	7
Abb. 1.2.2 Nasennebenhöhlenübersichtsaufnahme	8
Abb. 1.2.3 Orbitaübersichtsaufnahme.....	8
Abb. 1.2.4 Gesichtsschädel, axial.....	9
Abb. 1.2.5 Panoramaschichtaufnahme	9
Abb. 1.2.6 Komponenten einer CT-Einheit	12
Abb. 1.2.7 Detektorenkranz CT, 4. Generation.....	12
Abb. 1.2.8 DVT.....	14
Abb. 1.5.1 Durchleuchtungsaufnahme.....	21
Abb. 1.6.1 Siemens-Bildverstärker-Durchleuchtungseinheit, 1957	25
Abb. 1.6.2 Bildverstärkerhaube m. Betrachtungsoptik, 1957.....	26
Abb. 1.6.3 SIREMOBIL 1	29
Abb. 1.6.4 SIREMOBIL 2, 1969	30
Abb. 1.6.5 SIREMOBIL 3N.....	33
Abb. 1.6.6 SIREMOBIL 4, 1987	35
Abb. 1.6.7 Siremobil 2000-1.....	37
Abb. 1.6.8 Siremobil Iso C	39
Abb. 1.6.9 Vergleich nicht isozentrischer mit isozentrischem C-Bogen.....	39
Abb. 1.6.10 Arcadis Orbic 3D.....	41
Abb. 1.7.1 Funktionsprinzip eines Bildverstärkers	45
Abb. 2.1.1 SIREMOBIL IsoC ^{3D}	47
Abb. 2.1.2 Prinzip der isozentrischen Orbitalbewegung	48
Abb. 2.1.3 Abmessungen SIREMOBIL Iso-C ^{3D}	49
Abb. 2.3.1 Einsatz intraoperativ, vorbereitende Positionierung	55
Abb. 3.1 Intraoperative Positionierung der Isozentren.....	59
Abb. 3.2 Einzelne Projektionsaufnahme	60
Abb. 3.3 Beidseitige Fraktur des Mittelgesichts.	62

Abb. 3.4 Graphische Darstellung der Ergebnisse	64
Abb. 3.5 Intraoperative Rekonstruktion	66
Abb. 3.6 Dreidimensionale Simgram TM -Rekonstruktion Unterkieferwinkelfraktur	67
Abb. 3.7 Gegenüberstellung zweier Rekonstruktionsmöglichkeiten der Datensätze.	68
Abb. 4.1 Dreidimensionale SIMGRAM TM -Rekonstruktion Mittelgesichtsfraktur	78

10.2 Abkürzungsverzeichnis

Bit	= Binary Digit (Maßeinheit für die Datenmenge)
CAS	= Computer assisted surgery
CBCT	= Cone beam computed tomography
CCD	= Charge Coupled Device
cd	= Candela (photometrische SI-Einheit der Lichtstärke)
CT	= Computertomographie
DVT	= Digitale Volumetomographie
HU	= Hounsfield Units
Hz	= Herz (SI-Einheit der Frequenz)
ITN	= Intubationsnarkose
kV	= Kilovolt (Volt = SI-Einheit der elektrischen Spannung)
Lp/cm	= Linienpaare pro Zentimeter
mA	= Milliampere (Ampere = SI-Einheit der elektrischen Stromstärke)
MB	= Megabyte (Byte = kleinste direkt adressierbare Informationseinheit)
MOD	= Magneto Optical Disc
MPR	= Multiplanare Rekonstruktionen
mSv	= Millisievert (Sievert = Maßeinheit der Äquivalentdosis)
OPG	= Orthopantomogramm
PSA	= Panoramaschichtaufnahme
SSD	= Surface Shaded Display
TACT	= Tuned Aperture Computed Tomography