

Aus der Klinik und Poliklinik für
Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. A. Berghaus

Dental Reference Array

**Eine neue Methode zur Referenzierung bildgestützter
Assistenzsysteme an der lateralen Schädelbasis**

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

vorgelegt von
Thomas Leonhard Walter

aus
Mühldorf a. Inn

2012

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Klaus Stelter
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Carl-Peter Cornelius
Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Georg Johannes Ledderose
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2012

MEINEN ELTERN GEWIDMET

Inhalt

Abkürzungsverzeichnis	- 1 -
1 Einleitung.....	- 2 -
1.1 Anatomie der lateralen Schädelbasis	- 3 -
1.2 Operative Zugänge zur lateralen Schädelbasis	- 4 -
1.3 Anforderungen an ein bildgestütztes Navigationsgerät an der lateralen Schädelbasis	- 5 -
1.4 Indikationen zur Navigationschirurgie an der lateralen Schädelbasis ..	- 7 -
1.4.1 Implantation von Cochleaimplantaten	- 7 -
1.4.2 Cholesteatomoperationen	- 8 -
1.4.3 Operation von Paragangliomen.....	- 9 -
1.4.4 Operative Entfernung von Akustikusneurinomen.....	- 9 -
1.4.5 Weitere Indikationen	- 10 -
1.5 Grundlagen der Navigationschirurgie	- 10 -
1.5.1 Historische Entwicklung	- 10 -
1.5.2 Der Beginn moderner 3D-Navigation	- 11 -
1.5.3 Derzeit entwickelte technische Systeme	- 12 -
1.5.4 Referenzierungsmethoden.....	- 16 -
1.5.5 Fehlerquellen bei der Navigation im Bereich der lateralen Schädelbasis	- 19 -
1.6 Zielsetzung und Fragestellung	- 22 -
2 Material und Methoden.....	- 23 -
2.1 Vorbereitende Maßnahmen.....	- 23 -
2.1.1 Auswahl eines geeigneten Kadaverschädels.....	- 23 -
2.1.2 Anbringen der Landmarken	- 23 -
2.1.3 Abformung und Herstellung einer rigiden Oberkieferschiene	- 24 -
2.2 Der Dental Reference Array – DRA	- 25 -
2.3 Die Bildgebung mittels Computertomogramm.....	- 26 -
2.4 Versuchsaufbau	- 27 -
2.4.1 Anbringen des DRA	- 27 -
2.4.2 Das Navigationsgerät	- 28 -
2.5 Online- und Offline-Referenzierung.....	- 29 -
2.6 Die Genauigkeitsmessung - Versuchsaufbau.....	- 30 -

2.6.1	Der Pointer	- 30 -
2.6.2	Die Registrierung	- 31 -
2.6.3	Bestimmung des „root-mean-square“-Fehlers (RMS-Wert)...	- 31 -
2.6.4	Durchführung der Genauigkeitsmessung.....	- 32 -
2.7	Klinischer Feldversuch	- 35 -
2.8	Statistik.....	- 35 -
3	Ergebnisse	- 37 -
3.1	Ergebnisse der Kadaverstudie	- 37 -
3.1.1	Messung an den Landmarken.....	- 37 -
3.1.2	Zusammenfassung der Genauigkeitswerte.....	- 40 -
3.1.3	Vergleich zwischen online und offline erhobenen Werten	- 41 -
3.1.4	Vergleich von RMS-Wert und klinischer Genauigkeit.....	- 42 -
3.2	Ergebnisse des klinischen Feldversuchs	- 43 -
4	Diskussion	- 45 -
4.1	Genauigkeit am präparierten Kadaverschädel	- 45 -
4.2	Vergleich der Genauigkeiten der online- und offline-Referenzierung-	- 45 -
4.3	Der RMS-Wert und sein Bezug zur klinischen Genauigkeit	- 46 -
4.4	Vor- und Nachteile des DRA	- 47 -
5	Ausblick.....	- 50 -
6	Zusammenfassung.....	- 53 -
7	Literaturverzeichnis.....	- 54 -
8	Abbildungsverzeichnis.....	- 62 -
9	Publikationen dieser Arbeit	- 63 -
10	Danksagung	- 64 -
11	Lebenslauf.....	- 65 -

Abkürzungsverzeichnis

A.	arteria
cm	Zentimeter
CT	Computertomogramm
DRA	Dental Reference Array
HNO	Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde
kV	Kilovolt
LED	Licht emittierende Diode
m	Meter
mm	Millimeter
mAs	Milliamperesekunde
min	Minute
MRT	Magnetresonanztomogramm
N.	nervus
RMS	root mean square
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
TPE	Target Positioning Error
3D	dreidimensional

1 Einleitung

Für ein sicheres bildgestütztes Navigieren und Operieren im Bereich der lateralen Schädelbasis sind hochauflösende computertomographische Aufnahmen erforderlich, die die zu operierende Region so detailreich wie möglich wiedergeben. Ebenso entscheidend ist eine genaue Registrierung des Patienten. Bei der Registrierung werden der CT-Datensatz und die reale Anatomie des Patienten miteinander in Einklang gebracht (referenziert/registriert).

In der Nasennebenhöhlenchirurgie hat sich in den letzten Jahren die „surface matching method“, das ist eine Registrierung durch Oberflächenabtastung mittels Pointer oder Laser, etabliert (Stelter et al. 2006). An der lateralen Schädelbasis fehlen jedoch geeignete knöcherne Landmarken mit nur geringer Weichgewebsbedeckung. Eine Oberflächenabtastung, beispielsweise der Ohrmuschel, hat sich als zu ungenau erwiesen (Marmulla, Eggers, & Muhling 2005). Aufgeklebte Referenzstrukturen können verrutschen und so Ungenauigkeiten verursachen (Eggers, Muhling, & Marmulla 2005). Demzufolge fehlen derzeit genaue und zuverlässige Verfahren (mit Ausnahme der invasiven Pin-Registrierung) zur Referenzierung an der lateralen Schädelbasis.

Ziel dieser Untersuchung war es, die Genauigkeit der Registrierung mittels einer Kombination aus Oberkieferzahnschiene und Referenzkörper, dem *Dental Reference Array*, zu überprüfen und ggf. in den klinischen Alltag zu integrieren.

1.1 Anatomie der lateralen Schädelbasis

Es besteht eine enge topographische Beziehung der pneumatisierten Räume des Felsenbeins zu den liquorhaltigen intrakraniellen Bereichen, die einige Besonderheiten im Bezug auf klinische Bilder und die Therapie von Erkrankungen und Verletzungen in diesem Bereich mit sich bringt. Die Anatomie im Bereich der lateralen Schädelbasis zeichnet sich durch eine sehr große Variabilität aus. So kann beispielsweise die Pneumatisation des Felsenbeins derart ausgeprägt sein, dass oft nur eine papierdünne Knochenschicht die Schleimhaut des Felsenbeins von der Dura mater trennt. Funktionell wichtige Strukturen führen durch das Felsenbein vom Neurocranium in Richtung Viscerocranium und Hals, welche im Rahmen einer operativen Therapie dargestellt und geschont werden müssen, um neurologische Ausfälle oder Blutungskomplikationen zu vermeiden. Folgende Durchtrittsstellen von neuronalen und vaskulären Strukturen durch die knöcherne Schädelbasis sind besonders erwähnenswert:

- Meatus acusticus internus: Er enthält den N. facialis, den N. vestibulocochlearis (VIII) und die A. labyrinthica. Der N. facialis zieht durch das Felsenbein und verlässt die Schädelbasis über das Foramen stylomastoideum.
- Foramen jugulare: Es enthält die V. jugularis, in die der sinus sigmoideus siphonähnlich unter Bildung des Bulbus venae jugularis einmündet, und folgende Hirnnerven: N. glossopharyngeus (IX), N. vagus (X), N. accessorius (XI) und den N. hypoglossus (XII), welcher im unmittelbar benachbarten Canalis hypoglossi verläuft.
- Foramen lacerum: Hier tritt die A. carotis interna in den knöchernen Schädel ein.
- Foramen ovale mit dem N. mandibularis (V₂) als Teil des N. trigeminus
- Foramen spinosum mit der A. meningea media als einem Ast der A. carotis interna (Probst, Grevers, & Iro 2008)

1.2 Operative Zugänge zur lateralen Schädelbasis

Der operative Zugang zur Laterobasis kann grundsätzlich auf drei verschiedenen Wegen erreicht werden.

Intrakraniell-intradural: Es handelt sich hierbei um neurochirurgische Zugänge, wobei der suboccipitale oder retrosigmoidale Zugang in den Kleinhirn-Brücken-Winkel am häufigsten benutzt wird.

Intrakraniell-extradural: Bei diesem otochirurgischen Zugang wird die Oberfläche der Pyramide über eine temporale Kraniotomie erreicht. Dabei wird die Dura von der Oberfläche der Pyramide abgelöst und zusammen mit dem Temporallappen angehoben. Über diesen Zugang können z.B. Felsenbeinfrakturen oder Tumoren des inneren Gehörgangs (intrameatale Vestibularisschwannome) operiert werden.

Extrakraniell-extradural: Es handelt sich um einen otochirurgischen Zugang, der entweder durch das Mastoid oder andere Teile des Felsenbeins führt.

Transmastoidale Operation: Bei diesem Zugangsweg müssen im ersten Schritt die Zellen des Mastoids vollständig entfernt werden. Im Anschluss daran können weite Teile der Laterobasis operativ erreicht werden. Dies sind der Sinus sigmoideus und die Dura mater der hinteren und mittleren Schädelgrube. Durch zusätzliche Abtragung des vestibulären Labyrinths (=transmastoidale-translabyrinthäre Operation) kann auch der Meatus acusticus internus und der Kleinhirn-Brücken-Winkel erreicht werden. Auf diesem Weg werden Vestibularisschwannome operiert, die bereits zur Ertaubung geführt haben.

Infratemporale Operation: Die Grundlage der infratemporalen Operation bildet die subtotale Petrosektomie. Dabei wird neben dem Mastoid auch der knöcherner äußere Gehörgang abgetragen und die Paukenhöhle zusammen mit den Mastoidzellen breit eröffnet. Sowohl der häutige Gehörgang als auch die Tuba auditoria werden permanent verschlossen. In den meisten Fällen wird der N. facialis vom Ganglion geniculi bis zum Foramen stylomastoideum freigelegt und nach anterior verlagert. Damit erreicht man den Bulbus venae jugularis, das Foramen jugulare und weiter anterior die A. carotis interna. (Probst, Grevers, & Iro 2008)

1.3 Anforderungen an ein bildgestütztes Navigationsgerät an der lateralen Schädelbasis

Grundsätzlich stellt die Navigation für den operierenden Chirurgen eine Orientierungshilfe und ein Instrument zur Qualitätssicherung dar. So könnten zum Beispiel im Rahmen der Eingliederung von Cochlea-Implantaten gezielt knöcherner Strukturen angesteuert werden und der korrekte Elektrodensitz virtuell überprüft werden (Schipper et al. 2004). In schwierigen Fällen, z.B. anatomischen Varianten, Fehlbildungen, ausgedehnten Tumoren, Voroperationen oder Rezidivsituationen, sollte die Navigation einen Beitrag zur genaueren Orientierung im Operationsgebiet bieten (Gunkel et al. 1999). Im Rahmen der planungsbasierten Navigation könnten Sicherheitskorridore definiert und die Operation am Bildschirm geplant werden. Es besteht die Möglichkeit durch automatisches Abschalten oder die Verlangsamung von rotierenden Instrumenten computergeführte Ausfräsungen von Knochenhöhlen durchzuführen. Durch die automatische Abschaltung können kritische Strukturen geschont werden und eine Überextension der Operationshöhle vermieden werden (Strauss et al. 2005). Die Festlegung von Sicherheitskorridoren erlaubt aber auch eine größere Radikalität,

da sich der Operateur kritischen Strukturen gefahrloser nähern kann (Wiltfang et al. 2003). Ein weiterer Vorteil der Navigationschirurgie ist in der Verkürzung der Operationszeit zu sehen. Trotz der zusätzlich benötigten Zeit zur Referenzierung (in der Literatur durchschnittlich mit 15 min angegeben (Wiltfang, Rupprecht, Ganslandt, Nimsky, Kessler, Schultze-Mosgau, Fahlbusch, & Neukam 2003)) kann sich die Operationszeit durch die Bereitstellung verlässlicher anatomischer Informationen verkürzen.

Das Hauptproblem der navigationsgestützten Chirurgie an der lateralen Schädelbasis stellt das Fehlen verlässlicher anatomischer Landmarken (Ecke et al. 2003; Vinas et al. 1997; Westermann & Hauser 2000), wie sie beispielsweise an der frontalen Schädelbasis im Bereich der Orbita oder der spina nasalis zu finden sind, dar. Das Anbringen von Klebemarkern (temporäre Klebefiducials) bringt im Bereich der Laterobasis hohe Ungenauigkeiten mit sich. So kann sich die Genauigkeit der Referenzierung durch Verrutschen der Klebefiducials nach der bildgebenden Diagnostik (Computertomogramm, Magnetresonanztomogramm oder digitales Volumetomogramm) erheblich reduzieren (Ecke, Maurer, Boor, Khan, & Mann 2003). Versuche, über eine Laserabtastung der Ohrmuschel den virtuellen Datensatz mit der Patientenanatomie zu korrelieren, zeigten keine zufriedenstellenden Ergebnisse, da jede noch so kleine Deformation, sei es bei der Bildgebung oder Referenzierung, die Übereinstimmung von virtueller und Patientenanatomie beeinträchtigt (Marmulla et al. 2005).

Alle Vorzüge, die ein Navigationsgerät für den Chirurgen bereitstellt, sei es die präoperative Planung, genaue anatomische Informationen oder die Verkürzung der Operationszeit, sind jedoch nur nutzbar, wenn der zugrundeliegende Datensatz exakt mit dem realen Patienten referenziert werden kann und der Chirurg über fundierte anatomische Kenntnisse verfügt.

1.4 Indikationen zur Navigationschirurgie an der lateralen Schädelbasis

1.4.1 Implantation von Cochleaimplantaten

Das Ergebnis einer Cochleaimplantat-Operation ist im Wesentlichen von einer exakten operativen Ausführung abhängig. Ziel ist es dabei, die Elektrode möglichst nahe an den Modiolus in der Scala tympani zu positionieren, um eine gute postoperative Hörleistung zu erzielen. Die Lage der Elektrode ist dabei abhängig von der Lokalisation und Orientierung der Cochleostomie. Durch eine gute präoperative Planung lässt sich die optimale Position und Größe der Receiver-Stimulator-Einheit festlegen. Vor allem bei variabler Anatomie, wie beispielsweise Malformation oder beginnender Obliteration der Cochlea (Balkany et al. 1996; Gantz, McCabe, & Tyler 1988), kann die Navigation den Chirurgen dabei unterstützen präzise den Punkt der Cochleostomie aufzusuchen und Verletzungen der membranösen Strukturen der Cochlea vermeiden zu helfen. (Schipper, Aschendorff, Arapakis, Klenzner, Teszler, Ridder, & Laszig 2004)

Derzeit besteht die Indikation zur Versorgung mit Cochleaimplantaten bei:

erworbener beidseitiger vorwiegend cochleärer Taubheit (postlinguale Ertaubung) bei erhaltener Leitfähigkeit des Hörnervs und intakter zentraler Hörbahn;

kongenitaler oder frühkindlich erworbener Gehörlosigkeit bei Kindern (prälinguale Ertaubung);

nachgewiesenem Ungenügen einer beidseitigen Hörgeräteversorgung trotz optimaler Einstellung der Geräte

hoher Motivation und Lernbereitschaft des kochleär Ertaubten (Probst, Grevers, & Iro 2008)

In Zukunft ist davon auszugehen, dass sich die Indikation zur Cochleaimplantation durch die fortschreitende Technik der Implantate weiter ausdehnen wird. So werden bereits heute auch ältere Patienten mit Presbyakusis und Resthörigkeit oder einseitig Ertaubte erfolgreich implantiert (Muller 2002).

1.4.2 Cholesteatomoperationen

Beim Cholesteatom handelt es sich um eine osteoklastische Entzündung der Schleimhäute des Mittelohrs. Häufig zeigt sich eine Infektion mit gramnegativen und anaeroben Bakterien. Charakteristische Merkmale sind ein fötider Ohrfluss, ortsfremdes, verhorntes Plattenepithel in Knochenräumen und die Zerstörung von Knochen aufgrund osteoklastisch-entzündlicher Prozesse. Man unterscheidet das sehr seltene kongenitale Cholesteatom von den erworbenen Cholesteatomen, welche je nach Region in Flaccida- und Tensacholesteatome unterschieden werden.

Ursache von Cholesteatomen stellen Belüftungsstörungen des Mittelohrs dar. Dies führt zum Unterdruck im Mittelohr und zur Bildung einer Retraktionstasche. Die Tasche enthält Plattenepithel, das auf dem Trommelfell und im Gehörgang eine aktive Migrationstendenz zeigt und im Mittelohr eine Entzündung mit Knochenresorption hervorruft. Die Symptome entsprechen meist denen einer chronischen Mittelohrentzündung, nur selten zeigen sich primär Komplikationen wie Labyrinthitis, Fazialisparese oder endokranielle Infektionen. Die Therapie besteht immer in einer kompletten Entfernung des verursachenden Plattenepithels und der Cholesteatommatrix. Im Falle einer unkompletten Entfernung ist das Rezidiv unumgänglich und kann dann ebenfalls mit einer Knochendestruktion einhergehen. Erst in zweiter Linie ist eine Verbesserung des Gehörs anzustreben (Probst, Grevers, & Iro 2008).

1.4.3 Operation von Paragangliomen

Paragangliome sind stark vaskularisierte benigne Neoplasien der Paraganglien des autonomen Nervensystems (Jensen 1994). 60% der Paragangliome gehen vom Glomus caroticum aus. Zusätzliche Paragangliome im HNO-ärztlichen Bereich gehen vom Glomus tympanicum und Glomus jugulare aus. Ihnen gemeinsam ist, dass sie ein langsames und verwinkeltes Wachstum zeigen. Sie wachsen in die knöcherne Schädelbasis ein und arrodieren diese. Es kann zur Infiltration von Hirnnerven, Konstriktion von Blutgefäßen und Durchbruch durch die Dura mater kommen (Jensen 1994). Symptome von Paragangliomen im HNO-Bereich sind Schallleitungsschwerhörigkeit, pulssynchroner Tinnitus und die Lähmung basaler Hirnnerven (Rosenwasser 1952). Die Therapie besteht in einer vollständigen chirurgischen Exstirpation (Jackson et al. 1996).

1.4.4 Operative Entfernung von Akustikusneurinomen

Beim Akustikusneurinom oder Vestibularisschwannom handelt es sich um einen langsam wachsenden gutartigen Tumor, der aus den Schwann'schen Zellen des achten Hirnnervs hervorgeht. In der Mehrzahl der Fälle ist der N. vestibularis, seltener der N. cochlearis betroffen. Topographisch werden mediale und laterale Tumoren unterschieden. Bei medialen Tumoren ist der intrakranielle Anteil der N. vestibulocochlearis im Kleinhirn-Brücken-Winkel Ausgangspunkt der Raumforderung, laterale Tumoren liegen im Meatus acusticus internus. Als Symptome sind einseitige Hörstörungen, wie Tinnitus, Hörverlust und Dysakusis, zu nennen. Seltener treten vestibuläre Symptome wie beispielsweise akuter Schwindel oder Gleichgewichtsstörungen auf. Ab einer Tumorgöße von 2,5 bis 3 cm oder klinischen Beschwerden stellt die operative Entfernung die Therapie der Wahl dar. Bei kleineren, asymptomatischen Tumoren kann zunächst abgewartet werden, da die Akustikusneurinome sehr häufig nur minimale oder keine

Progredienz zeigen. Ziel der operativen Therapie ist es, den Tumor in seiner gesamten Ausdehnung zu identifizieren und in toto zu entfernen (R0-Resektion), dabei aber wichtige Hirnnerven wie den N. cochlearis oder den N. facialis zu schonen. Hier kann die Navigationschirurgie dem Chirurgen eine Hilfestellung sein, um wichtige Strukturen zu schonen, den Prozess vollständig zu entfernen und damit das postoperative Ergebnis zu verbessern. (Roberts, Jackler, & Lawrence 2008)

1.4.5 Weitere Indikationen

Weitere Indikationen zur navigationsgestützten Chirurgie sind das Auffinden von Frakturlinien bei Felsenbeinfrakturen oder Biopsien in der Nähe lebenswichtiger Strukturen. Auch im Bereich der rekonstruktiven Chirurgie ist mittels Navigation eine exakte Implantation von autoplastischen oder alloplastischen Materialien möglich, die bessere ästhetische Ergebnisse erbringt.

1.5 Grundlagen der Navigationschirurgie

1.5.1 Historische Entwicklung

Ende des 20. Jahrhunderts wurden die Grundsteine für die intraoperative Navigation gelegt. Die Anfänge liegen hier in der Stereotaxie, dem Aufsuchen eines Punktes im Raum. Es gelang die Lokalisation von anatomischen Strukturen mit einer Genauigkeit von ca. 1mm (Redfern 1993). Im Tierversuch gelang es Dittmar, einem Neurophysiologen, mithilfe einer mechanischen Vorrichtung tiefliegende kortikale Strukturen anzusteuern (Dittmar 1873). Zernoff, Altuchov und Mussen verwendeten zur Zielansteuerung anatomische Atlanten, da zu dieser Zeit noch keine bildgebende Diagnostik verfügbar war (Kandel & Schavinsky 1972; Picard, Olivier, & Bertrand 1983). Kirschner setzte als erster

Röntgenstrahlung, wenn auch nur zu Kontrollzwecken, ein. Ihm gelang mit einem am Kopf montierten Rahmen die gezielte Ausschaltung des Ganglion Gasseri bei sonst unbehandelbaren Trigeminusneuralgien. Er bestimmte anhand anatomischer Messpunkte die Trajektorie durch das Foramen ovale zum Ganglion Gasseri, welches er mittels Elektrokoagulation ausschaltete (Kirschner 1933).

Die Anfänge der modernen rahmenbasierten stereotaktischen Verfahren legten Leksell (Leksell 1949) und Spiegel und Wycis (Spiegel et al. 1947). Sie verwendeten einen massiven stereotaktischen Rahmen, der direkt am knöchernen Schädel befestigt ist, um nach vorhergehender Röntgenuntersuchung anatomische Strukturen aufzusuchen.

Doch erst die Verfügbarkeit dreidimensionaler Bilder, wie sie seit der Einführung des Computertomographen (Ambrose 1973;Hounsfield 1973;Perry & Bridges 1973) Anfang der 70er Jahre mit laufend steigender Genauigkeit erstellt wurden, leiteten die Entwicklung der computergestützten dreidimensionalen Navigation ein. Heute kann prinzipiell mit allen dreidimensionalen Bilddaten, gewonnen durch Computertomographie, Magnetresonanztomographie, Positronen-Emissions-Tomographie, digitale Volumetomographie, SPECT oder Kombinationen aus diesen, navigiert werden (Maes et al. 1997;Majdani, Leinung, & Heermann 2006).

1.5.2 Der Beginn moderner 3D-Navigation

Die moderne 3D-Navigation wurde 1986 durch die bahnbrechenden Arbeiten von Schlöndorff in Aachen (Mosges & Schlöndorff 1988;Schlöndorff et al. 1989), Watanabe in Japan (Kosugi et al. 1988), Reinhardt in Basel (Reinhardt, Meyer, & Amrein 1988) und Kelly in den USA (Kall, Kelly, & Goerss 1986) unter dem Begriff der rahmenlosen Stereotaxie begründet. Sie erarbeiteten Systeme, die auf unterschiedlichen technologischen Prinzipien beruhten. So entwickelte

beispielsweise die Gruppe in Aachen einen positionsempfindlichen elektromechanischen Arm, um intraoperativ dessen Position auf den korrespondierenden CT-Schichten als Schnittpunkt eines Fadenkreuzes darzustellen (Mosges & Schlondorff 1988; Schlondorff, Mosges, Meyer-Ebrecht, Krybus, & Adams 1989).

Friets (Friets et al. 1989), Kelly (Kelly 1989) und Giorgi (Giorgi et al. 1989) gelang die Implementierung des Operationsmikroskops und die Darstellung des Fokuspunktes in den präoperativen CT-Aufnahmen.

1.5.3 Derzeit entwickelte technische Systeme

1.5.3.1 Elektromechanische Systeme

Bei den elektromechanischen Systemen trägt ein mehrgelenkiger Messarm an seiner Spitze eine starre Sonde, mit der die interessierenden Strukturen berührt werden können (Schlondorff, Mosges, Meyer-Ebrecht, Krybus, & Adams 1989). Durch Potentiometer oder optische Positionsgeber wird die Position der Sondenspitze und die Orientierung jedes Gelenks im Raum registriert und im Computer verarbeitet. Das Ergebnis wird auf dem Computermonitor als Fadenkreuz in den verschiedenen CT-Schichten dargestellt. (Sipos et al. 1996; Zinreich et al. 1993)



Abbildung 1: ISG Viewing Wand (Vogele et al. 1997)

Diese Technik ist verlassen worden, da ein kräftefreies Arbeiten nicht möglich ist. Die erzielbare Genauigkeit bleibt aber bislang unerreicht (Majdani, Leinung, & Heermann 2006).

1.5.3.2 Ultraschallbasierte Systeme

Ultraschallbasierte Systeme machen sich die Vermessung von Laufzeitunterschieden von Ultraschallsignalen zunutze. Durch Triangulation mit mehreren Mikrofonen lässt sich die Position der Schallgeber im Raum eindeutig festlegen (Barnett, Steiner, & Weisenberger 1995; Reinhardt, Meyer, & Amrein

1988). Meist wird dabei eine Anordnung von vier Schallgebern verwendet. Der Nachteil ultraschallbasierter Systeme liegt in ihrer Empfindlichkeit gegenüber Luftdruck-, Temperatur- und Luftfeuchtigkeitsschwankungen (Nitsche et al. 1993b;Nitsche et al. 1993a). Sie werden aus diesem Grund nicht mehr eingesetzt.

1.5.3.3 Elektromagnetische Systeme

Bei elektromagnetischen Systemen erfolgt die Positionsbestimmung unter Verwendung von alternierenden Strömen oder niederfrequenten Gleichströmen. Der erforderliche Magnetfeldgenerator wird patientenseitig angebracht. Magnetfeldsensoren (beispielsweise drei aufeinander senkrecht stehende Spulen) am Instrument messen das lokale Magnetfeld. Da die zeitabhängige Konfiguration des Magnetfeldes bekannt ist, kann aus den Messwerten die Position des Instruments errechnet werden (Majdani, Leinung, & Heermann 2006;Reinhardt, Meyer, & Amrein 1988). Aufgrund der Tatsache, dass magnetisierbare Objekte im Operationsgebiet Störungen des Magnetfeldes verursachen (Birkfellner et al. 1998;Goerss et al. 1994), muss das Kopfteil des Operationstisches aus antimagnetischem Stahl oder nicht magnetisierbaren Elementen bestehen. Des Weiteren dürfen während der Navigation keine größeren Mengen magnetisierbarer Materialien in das Operationsgebiet eingebracht werden, um größere Fehler bei der Positionsbestimmung zu vermeiden (Kato et al. 1991;Yamashita et al. 1999). Ein Vorteil dieser Technik ist jedoch, dass keine zusätzliche Kamera positioniert werden muss und die sog. „line of sight“ freigehalten werden muss.

1.5.3.4 Opto-Elektrische Systeme

Initiiert wurde die optische Positionsbestimmung von Mösgen et al. Sie verwendeten eine Anordnung von drei Kameras, um infrarotes Licht emittierende Dioden (LED) im Raum zu orten (Klimek, Mosges, & Bartsch 1991). Über geometrische Verfahren wird ein Objekt im Raum relativ zu einem anderen lokalisiert. So lässt sich auch die Position der Sondenspitze in Relation zum Patienten in den verschiedenen CT-Schichten darstellen.

Man unterscheidet heute aktive von passiven Systemen. Die aktiven Navigationssysteme verwenden LEDs, die passiven lichtreflektierende Kugeln. Da der Abstand der Kugeln bekannt ist, lässt sich eine exakte Positionsbestimmung im Raum durchführen (Goldstein 1981). Es gibt derzeit 2- oder 3-Kamera-3D-Digitizer. Bei 2-Kamera-Systemen handelt es sich um flächige Detektoren, die über den Schnittpunkt zweier Geraden im Raum die Position eines Punktes im Raum feststellen. Das 3-Kamera-System verwendet drei Zeilenkameras, die über den Schnittpunkt dreier Ebenen im Raum die Koordinaten einer Leuchtdiode oder eines Lichtreflexes im Raum bestimmen. Da die Geometrie der Kugeln bzw. der LEDs bekannt ist, kann die Position der Sondenspitze berechnet und dargestellt werden. (Reinhardt, Meyer, & Amrein 1988)

Nach Meinung mehrerer Autoren ist bei optischen Systemen die Auflösung der Bildgebung als limitierender Faktor für die Genauigkeit anzusehen (Majdani, Leinung, & Heermann 2006). Außerdem dürfen keine Gegenstände oder Personen zwischen die Kamera und die Lichtreflektoren bzw. LEDs kommen, da sonst die Sichtlinie („line of sight“) unterbrochen ist und das System nicht funktioniert.

1.5.4 Referenzierungsmethoden

Einer der wichtigsten Faktoren zur Erlangung einer akzeptablen klinischen Genauigkeit für die Navigationschirurgie ist die Referenzierung oder Registrierung (Caversaccio, Nolte, & Hausler 2002). Die Registrierung stellt den Abgleich zwischen dem virtuellen 3D-Datensatz und der realen Patientenanatomie her. Dabei werden mit verschiedenen Verfahren die Koordinaten einzelner Referenzpunkte auf dem Patienten bestimmt und mit den korrespondierenden Referenzpunkten im virtuellen Koordinatensystem verglichen und in Einklang gebracht bzw. referenziert (Strauss et al. 2008).

Vor der Referenzierung muss der Patient mit dem zum jeweiligen Navigationssystem gehörenden Referenzkörper versehen werden. Dabei kann es sich um sternförmig angeordnete reflektierende Kugeln (passive optische Systeme wie das Vector Vision Compact ®), Licht emittierende Dioden (aktive optische Systeme wie das Landmarx ®) oder um einen Magnetfeldgenerator (z.B. beim Neuronavigator ®) handeln (Gunkel, Thumfart, & Freysinger 2000). Der Referenzkörper kann dabei fest in den Schädelknochen geschraubt (Strong & Diaz 2004), mittels gut sitzendem Kopfband (Headband) fixiert (Caversaccio, Zheng, & Nolte 2008;Iwai et al. 2009) oder, wie im Folgenden beschrieben, mittels Zahnschiene verankert werden (Caversaccio et al. 1999;Marmulla et al. 2003). Das Navigationssystem benutzt diesen Referenzkörper dann als festen Bezugspunkt zum Patienten.

Der nächste Schritt, die eigentliche Registrierung, besteht darin, dem Navigationssystem am Patienten Koordinaten einzelner Punkte anzubieten, die mit dem virtuellen Koordinatensystem zur Deckung gebracht werden.

Dabei haben sich verschiedene Verfahren etabliert:

Pin-Registrierung:

Bei der Pin-Registrierung werden unter Lokalanästhesie Titanschrauben in die Schädelkalotte eingebracht. Nachdem ein Computertomogramm erstellt worden ist, werden die Schrauben im Datensatz identifiziert und bei der Referenzierung mit dem Pointer aufgesucht. Diese Punkte verwendet der Computer des Navigationssystems um das virtuelle Bild mit der realen Anatomie in Deckung zu bringen. Diese Methode ist zwar invasiver als andere, bietet aber die höchste Genauigkeit (Pfisterer et al. 2008;Pott & Schwarz 2002).

Weniger invasiv ist das Festkleben der Pins (Fiducials) auf der Haut. Dabei können über einen Druckknopf röntgenopake Kugeln gegen einen kleinen Kunststoffzylinder mit zentraler Vertiefung getauscht werden. Der Kugelmittelpunkt entspricht dabei der Vertiefung, welche sehr genau mittels Pointer abgetastet werden kann.



Abbildung 2: Klebefiducials von BrainLab, Feldkirchen

Surface-Matching:

Der Operateur tastet mit dem Pointer ohne vorherige Definition an der Patientenoberfläche eine Anzahl (mindestens acht) möglichst weit auseinander liegender, ansonsten beliebiger Punkte („Punktwolke“) ab. Der Computer versucht nun, die durch diese Punktwolke beschriebene Oberflächenkontur mit dem CT-Modell abzugleichen. Das CT-Modell wird dazu so lange virtuell verschoben und gedreht, bis es optimal zur Punktwolke passt. Die Punktwolke kann durch Pointerberührung oder berührungslos durch Laserlichtreflexion erhoben werden (Ledderose et al. 2007).

Weitere Methoden sind der Ultraschall, bei dem die Knochenoberfläche als Referenz dient (Amstutz et al. 2003) und das Point-Pair-Matching, bei dem der Chirurg am CT-Modell verschiedene Punkte definiert, die er in situ mit dem getrackten Pointer ansteuert. Die hardwaretechnisch aufwändigste, aber exakteste Methode ist ein intraoperativ angefertigtes CT, welches bei der Erstellung direkt mit dem Navigationsgerät kommuniziert. Das Navigationssystem referenziert den Datensatz anhand des Referenzkörpers automatisch, ohne dass mittels Pointer oder Laser bestimmte Strukturen durch den Operateur angesteuert werden müssen (Stelter et al. 2011b).

Der nach erfolgter Referenzierung automatisch vom System errechnete sog. „root-mean-square“-Fehler, kurz RMS-Wert, stellt dabei einen Wert dar, der die Genauigkeit der Korrelation zwischen virtuellem Modell und tatsächlicher Anatomie widerspiegelt.

1.5.5 Fehlerquellen bei der Navigation im Bereich der lateralen Schädelbasis

Hauptproblem bei der Navigation mit optischen Systemen stellt eine Blockierung des Blickfeldes, der sog. „line of sight“, der 3D-Kameras dar. Pointer, Instrumente oder Headset des Patienten dürfen nicht verdeckt werden. Ein sofortiger, jedoch vorübergehender Ausfall der Navigation ist die Folge.

Flexible Endoskope oder dünne, biegsame Nadeln konnten bisher nicht opto-elektrisch navigiert werden. Sie weisen keine starre Form auf, wodurch sich die Instrumentenreferenz bezüglich der Instrumentenspitze in ihrer Lage verändern kann. Aus diesem Grund benötigte man ein starres Instrument, um zwischen der Instrumentenreferenz und der Instrumentenspitze eine unveränderliche, auf dem Navigationsgerät registrierte, lokale Beziehung zu garantieren. (Ecke, Maurer, Boor, Khan, & Mann 2003; Reinhardt, Meyer, & Amrein 1988) Neuere Studien zeigen jedoch, dass beispielsweise mit Beschleunigungssensoren ausgestattete Endoskope auch opto-elektrisch navigiert werden können (Eilers et al. 2010; Holler et al. 2010). Auch eine elektromagnetische Navigation von flexiblen Endoskopen ist theoretisch möglich. Es bleibt jedoch abzuwarten, ob es den Herstellern gelingt ihre Systeme zur Marktreife zu bringen.

Des Weiteren ist auf einen geeigneten Arbeitsabstand von 1,9 bis 2,4 m zu achten. Der Arbeitsbereich (sog. „field of view“) des beim Vector Vision Compact verwendeten Kameratyps weist in diesem Bereich einen Durchmesser von ca. einem Meter auf. Durch den trichterförmigen Aufbau ist der Durchmesser bei geringerem Abstand entsprechend kleiner.

Bisher bieten nur wenige Hersteller vorreferenzierte, navigationsfähige Instrumente für Eingriffe im Bereich der lateralen Schädelbasis an. Deshalb müssen Standardpointer aus der Neurochirurgie verwendet werden, welche in Form und Größe nicht unbedingt geeignet sind.

Verschieben, Mobilisation oder Verlust von präoperativ geklebten Markern (Fiducials) nach der Bildgebung durch Transpiration, irrtümliches Entfernen oder Bewegung während des Schlafens haben negativen Einfluss auf die Genauigkeit der Navigation.

Im Laufe der Operation verringert sich die Aktualität der präoperativ erstellten Bilddaten durch Abtragung von knöchernen- und Weichgewebsstrukturen.

Sofern Klebmarker oder Titanschrauben verwendet werden, ist ein Nachreferenzieren nach Beginn der Operation oft nicht mehr möglich, da die Marker unter der sterilen Abdeckung liegen (Ecke, Maurer, Boor, Khan, & Mann 2003).

In dem Bestreben, nichtinvasive Lösungen mit hoher Genauigkeit für die Referenzierung bildgestützter Assistenzsysteme an der lateralen Schädelbasis zu realisieren, wurden verschiedene Systeme erdacht. Der Goldstandard ist derzeit die Registrierung über in den Schädel eingeschraubte röntgendichte Marker (Pfisterer, Papadopoulos, Drumm, Smith, & Preul 2008).

Dentale Splints mit Markern im Bereich der Schiene (Ober- und Unterkiefer) erwiesen sich als zu ungenau, da der referenzierte Bereich zu weit vom Operationsgebiet entfernt liegt (Caversaccio et al. 2007; Caversaccio, Nolte, & Hausler 2002).



Abbildung 3: Ohrmuschelabdruck am Kadaver mit Impregum®

In der eigenen Arbeitsgruppe wurde auch die Registrierung über einen Ohrmuschelabdruck aus Impregum® (3M Espe, Seefeld, Deutschland) auf ihre Praktikabilität hin überprüft. Es zeigte sich jedoch, dass eine exakte Reposition nicht zuverlässig möglich war.

Um nun die Möglichkeit einer stabilen Verankerung im Oberkiefer mittels Zahnschiene und eine Registrierung im Bereich des Operationsgebiets der Laterobasis zu verbinden, wurde der *Dental Reference Array* erdacht und auf seine Zuverlässigkeit hin überprüft.

1.6 Zielsetzung und Fragestellung

Navigationssysteme werden bei chirurgischen Interventionen an der lateralen Schädelbasis aufgrund fehlender Genauigkeit derzeit noch selten eingesetzt. Das Hauptproblem stellt die Referenzierung dar, die auf eindeutigen anatomischen Landmarken basiert, die in dieser Körperregion fehlen.

Ziel dieser Studie ist die Entwicklung und Evaluation einer neuen Referenzierungsmethode, dem sog. Dental Reference Array, zur Erlangung einer akzeptablen klinischen Genauigkeit bei vertretbarem Aufwand und minimaler Invasivität im Bereich der Laterobasis.

Dabei wurden folgende Fragestellungen behandelt:

Welche klinische Genauigkeit kann mit dem Dental Reference Array unter annähernd realistischen Bedingungen am präparierten Leichenschädel erreicht werden?

Unterscheidet sich die Genauigkeit hinsichtlich verschiedener Registrierverfahren?

Kann anhand des RMS-Wertes eine zuverlässige Vorhersage für die zu erwartende klinische Genauigkeit getroffen werden?

Wie praktikabel ist die Verwendung des Dental Reference Array am Kadaver und in vivo?

Kann der Dental Reference Array für den klinischen Einsatz empfohlen werden?

2 Material und Methoden

2.1 Vorbereitende Maßnahmen

2.1.1 Auswahl eines geeigneten Kadaverschädels

Die Genauigkeitsmessungen wurden an einem mittels Thiel'scher Lösung (LIT) fixierten Schädel durchgeführt (zur Verfügung gestellt von der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität München, Direktor: Prof. Jens Waschke). Von großer Bedeutung bei der Auswahl des Leichenschädels war das Vorhandensein einer ausreichenden und stabilen Restbezahnung im Oberkiefer, um den Dental Reference Array (DRA) rigide befestigen zu können. Bei dem von uns verwendeten Leichenschädel waren die Zähne 13, 12, 11, 21, 22, 23, 26 und 27 vorhanden und ausreichend parodontal verankert.

2.1.2 Anbringen der Landmarken

Landmarken bezeichnen klar definierte Punkte, die sowohl am Patienten als auch in den Bilddaten, also auf dem Monitor des Navigationsgerätes, gut identifizierbar sind und in einer festen Beziehung zum interessierenden Objekt stehen, ihm also entweder angehören (anatomische Landmarken) oder fest mit ihm verbunden sind (Knochenschrauben, Klebmarker). Als Vorbereitung für die Messungen wurden im Felsenbein vier Titan-Osteosyntheseschrauben als Zielmarker eingebracht. Dies erfolgte am äußeren Gehörgang (LM 1), am inneren Gehörgang (LM 2), im Bereich der Cochlea (LM 3) und am Genu des N. facialis (LM 4). Auf Grund ihrer guten Opazität im Computertomogramm und der zentralen Vertiefung am Schraubenkopf eignen sie sich gut zur exakten Lokalisation in situ mittels Pointer und auf dem Bildschirm des Navigationsgerätes. Der feste Sitz der Schrauben wurde überprüft, um Ungenauigkeiten bei den Genauigkeitsmessungen zu vermeiden.

2.1.3 Abformung und Herstellung einer rigiden Oberkieferschiene

Zur Schienenherstellung wurde mit Hilfe eines starren Abformlöffels eine Abformung auf Polyetherbasis (Impregum® , 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) vom Oberkiefer genommen. Bei dem verwendeten Schädel fehlten die Zähne 18 bis 14, 24, 25 und 28. Nach der Modellherstellung wurde vom Zahntechniker eine Kunststoffschiene auf Polymethylmethacrylatbasis (Orthocryl ®, Dentaaurum J. P. Winkelströter KG, Deutschland) hergestellt. Ihre durchschnittliche Materialstärke betrug einen Millimeter. Im weiteren Verlauf musste noch der Adapter zur Aufnahme des Referenzsterns regio 24/25 anpolymerisiert werden, um eine Position des Dental Reference Array im Bereich der Wange zu gewährleisten.



Abbildung 4: Schädel mit eingesetzter Zahnschiene und Standardreferenz im Bereich der linken Wange

2.2 Der Dental Reference Array – DRA

Wie in den Abbildungen 5 und 6 dargestellt, besteht der DRA aus einer Zahnschiene mit einem anpolymerisierten standardisierten Adapter und einem Localizer. Auf dem Referenzkörper befinden sich drei Kugelmarker für das passive optische Navigationssystem Vector Vision Compact ® (Firma BrainLAB, Heimstetten, Deutschland).

Zusätzlich trägt der Referenzstern sechs Fiducials mit Vertiefung, welche als Landmarken für die später beschriebene Referenzierung dienen und druckknopfartig befestigt sind. Jeweils zwei dieser Fiducials flankieren einen Kugelmarker. Sie können zur Gewinnung der Schichtbilddatensätze durch entsprechende, im Computertomogramm oder Magnetresonanztomogramm sichtbare Marker ausgetauscht werden.

Der Referenzstern kann auf dem Adapter der Zahnschiene mittels Zentralschraube befestigt werden und befindet sich bei eingesetzter Schiene auf Höhe der Wange und somit auch in räumlicher Nähe zur lateralen Schädelbasis.

Um störende Artefakte während der computertomographischen Erfassung auszuschließen wurden der erste Prototyp aus Holz und der zweite Prototyp aus



Abbildung 5: Zahnschiene mit anpolymerisiertem Adapter zur Aufnahme des Referenzsterns

Kunststoff gefertigt.



Abbildung 6: Prototyp des Referenzsterns aus Sperrholz

2.3 Die Bildgebung mittels Computertomogramm

Zur Gewinnung eines volumetrischen Datensatzes mittels Computertomogramm wurde der Localizer mit CT-sichtbaren Markern versehen und über die Zahnschiene am Leichenschädel verankert. Die Kugelmarker wurden ebenfalls abgenommen.

Die Bildgebung erfolgte mit einem Siemens Somatron plus 4 Spiral-CT (Firma Siemens, Erlangen, Deutschland). Dabei wurden 64 Schichten bei einem Millimeter Tischvorschub, drei Millimeter Fokus, einem Millimeter Rekonstruktionsintervall, 140 kV und 100 bis 150 mAs erstellt.

Der gewonnene Schichtbilddatensatz wurde mittels CD-ROM auf eine Workstation übertragen. Dort wurden die Marker automatisch vom System identifiziert. Die Übertragung auf das Navigationsgerät Vector Vision Compact ® erfolgte via ZIP-Disk.

2.4 Versuchsaufbau

2.4.1 Anbringen des DRA

Der DRA wurde, wie bei Zahnschienen üblich, auf die Restbezzahnung des Oberkiefers aufgesetzt. Dabei musste besonders darauf geachtet werden, dass die Zahnschiene schaukel- und spaltfrei an den Zähnen anliegt.

So konnte eine reproduzierbare Position des DRA zum Leichenschädel und damit auch zum Operationsgebiet hergestellt werden. Die Genauigkeit der Reposition eines dentalen Splints hat sich bei intraoralen Operationen, z.B. dentalen Implantaten, bewährt (Brief et al. 2005;Howard, III et al. 1995).



Abbildung 7: Eingegliederte Zahnschiene

2.4.2 Das Navigationsgerät

Wir verwendeten als Navigationsgerät das Vector Vision Compact[®] mit dem Softwareupdate ENT 1.9.2, ein passives optisches System, welches mit zwei



Kameras (Polaris) arbeitet. Dabei wird infrarotes Licht von Sendern, die in der Nähe der aufnehmenden Kameras eingebaut sind, emittiert und von geeigneten Objekten (Markern) reflektiert. Diese Reflexionen werden gemessen und vom Computer als Information für die Positionskoordinaten des Patientenkopfes und der Operationsinstrumente benutzt. (Grevers et al. 2002;Gunkel, Thumfart, & Freysinger 2000)

Abbildung 8: Vector Vision Compact[®] Beim Vector Vision Compact[®] handelt es sich um einen Zwei-Kamera-3D-Digitizer mit flächigen Detektoren, die über den Schnittpunkt zweier Geraden im Raum die Position eines Punktes im Raum feststellen (Gunkel, Thumfart, & Freysinger 2000).

Das Navigationssystem wurde so positioniert, dass die 3D-Kamera sowohl den Referenzstern, als auch den Pointer im Blickfeld hatte. Der durchschnittliche Abstand von Kamera und Operationsgebiet betrug 1,5 Meter.



Abbildung 9: Aufgebautes Navigationssystem

2.5 Online- und Offline-Referenzierung

Beim DRA befinden sich die Marker, die zur Registrierung verwendet werden und die Marker, die zur Positionsbestimmung des Situs verwendet werden, auf dem Referenzstern. Somit kann der (Kunststoff-)Referenzstern sowohl zur Referenzierung, als auch zur Navigation verwendet werden.

Ein Vorteil des DRA besteht in der Möglichkeit der von uns als „offline-Referenzierung“ bezeichneten Registrierung.

Durch seine einfach reproduzierbare, schnelle und nicht invasive Befestigung mittels Zahnschiene ist es nicht zwingend notwendig, dass der DRA während der Registrierungsphase am Leichenschädel oder am Patienten befestigt ist. Die

Referenzierung, also die Korrelation des volumetrischen Datensatzes (CT oder MRT) mit der tatsächlichen Anatomie mittels vorher definierten künstlichen Landmarken auf dem Stern, kann schon während der Vorbereitungsphase der Operation durchgeführt werden. Damit verkürzt sich die Operationsbeziehungsweise Narkosezeit. Nachdem die Schiene eingegliedert ist, kann unverzüglich mit der Operation begonnen werden.

Die zweite Referenzierungsmöglichkeit ist die „online-Referenzierung“. Hier erfolgt die Registrierung bei eingesetzter Zahnschiene direkt im Operationsaal nach der sterilen Abdeckung.

2.6 Die Genauigkeitsmessung - Versuchsaufbau

2.6.1 Der Pointer

Bei den Messungen wurde ein gerader Pointer, der mit zwei reflektierenden Kugelmarkern im Bereich des Griffs versehen war, verwendet. Die Kugelmarker dienen ähnlich dem Referenzstern der Erfassung des Instruments durch das Navigationssystem. Durch eine Kalibrierung am dafür vorgesehenen Kalibrierungsinstrument (die Spitze des Pointers muss dabei exakt auf den Kalibrierungsdorn zeigen) sollten systematische Fehler vermieden werden.



Abbildung 10: Pointer in der Kalibrierungsmatrix (zur Verfügung gestellt von Magnus Reibenspiess, BrainLAB, Feldkirchen)

2.6.2 Die Registrierung

Die Registrierung ist die Wiederherstellung der Korrelation zwischen Patienten- und Bildanatomie.

Hierfür wurden zuerst die Infrarotkameras auf den Bereich des Operationsgebietes aufgerichtet. Dabei musste darauf geachtet werden, dass sich sowohl der Referenzstern, als auch der Pointer im Sichtfeld der Kamera befinden und nicht durch den Operateur verdeckt werden.

Im weiteren Verlauf unterschied sich der Ablauf für die online- und die offline-Referenzierung. Während bei der online-Referenzierung die Zahnschiene mit angebrachtem Referenzstern (DRA) zuerst eingesetzt wurde und dann mittels Pointer die Marker abgefahren wurden, wurden bei der offline-Referenzierung zuerst die künstlichen Landmarken angesteuert und dann der DRA oral eingegliedert.

2.6.3 Bestimmung des „root-mean-square“-Fehlers (RMS-Wert)

Nachdem alle sechs Marker in das Navigationsgerät eingelesen wurden, wird vom System automatisch der sogenannte RMS-Wert berechnet und in Millimetern angegeben. Er stellt einen Anhaltspunkt für die Genauigkeit der Synchronisation zwischen Patient und CT-Datensatz dar. Es gilt aber zu beachten, dass sich in unserer Untersuchung alle zur Registrierung verwendeten Landmarken auf dem Referenzstern befanden und sich deshalb der RMS-Wert genau genommen nur auf die Genauigkeit der Synchronisation des DRA bezieht. Dabei entspricht der RMS-Wert der Wurzel aus dem mittleren Fehlerquadrat und gibt Auskunft darüber, wie gut die gemessenen Punkte an die tatsächlichen Punkte des Patienten eingepasst werden konnten. (Gunkel, Thumfart, & Freysinger 2000)

2.6.4 Durchführung der Genauigkeitsmessung

Die Durchführung der Genauigkeitsmessung wurde visuell am Monitor des Navigationsgerätes durchgeführt. Es erfolgte die Registrierung und der RMS-Wert wurde in einem Erfassungsbogen notiert. Im Anschluss daran wurden mit dem Pointer nacheinander die zuvor angebrachten Titan-Osteosyntheseschrauben angesteuert. Der Pointer wurde dabei exakt in der zentralen Vertiefung der Schraube platziert.

Auf der höchsten Zoomstufe (600%) am Monitor des Navigationsgerätes konnte dann der Schraubenkopf anhand seiner typischen Geometrie (Kreuzschlitz mit zentraler Vertiefung) identifiziert werden. Die Pointerspitze wurde durch ein Fadenkreuz dargestellt. Anhand eines digitalen Lineals wurde die Abweichung des Fadenkreuzes vom Schraubenkopf in axialer, sagittaler und koronarer Richtung gemessen und der größte Wert auf dem Auswertungsbogen notiert.

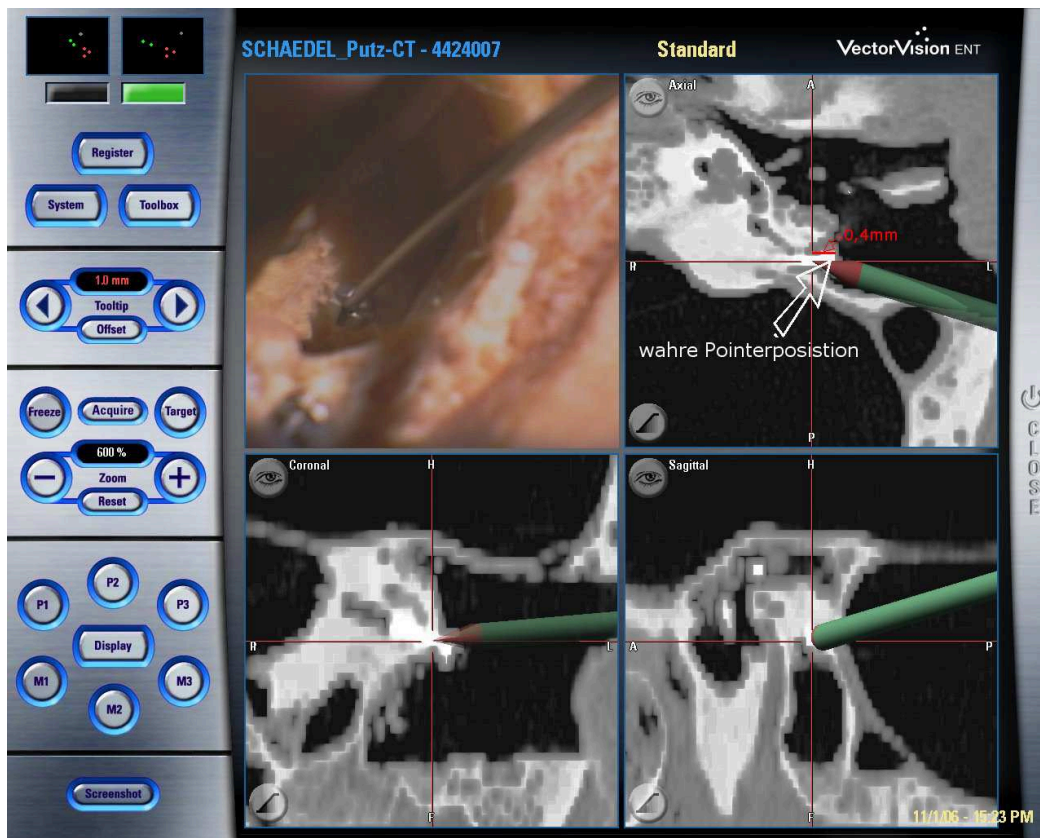


Abbildung 11: Screenshot mit 0,4 mm Zielpunktabweichung

Der ermittelte Wert stellt den Target Positioning Error (TPE) dar: Er definiert sich als die Distanz zwischen realer Position des navigierten Instruments und angezeigter Position. (Strauss et al. 2006a)

Im Verlauf der Untersuchung wurde mit der online-Referenzierung begonnen. Dazu wurde der DRA unter visueller und taktile Kontrolle so auf dem Restzahnbestand des Leichenschädels fixiert, dass die Zahnschiene spalt- und schaukelfrei an den Zähnen anlag.

Die offline-Referenzierung wurde analog der online-Referenzierung durchgeführt. Die Registrierung erfolgte bei abgenommener Zahnschiene, der DRA lag auf dem Operationstisch. Erst nach der Registrierung und dem Notieren des RMS-Wertes

wurde der DRA eingesetzt und die Genauigkeit an den Titanschrauben bestimmt. Auch hier wurde die größte Abweichung in axialer, sagittaler oder koronarer Richtung festgehalten.

Insgesamt wurden bei der online-Referenzierung zwölf und bei der offline-Referenzierung zehn komplette Messungen und Referenzierungen nach Reboot des Systems durchgeführt.

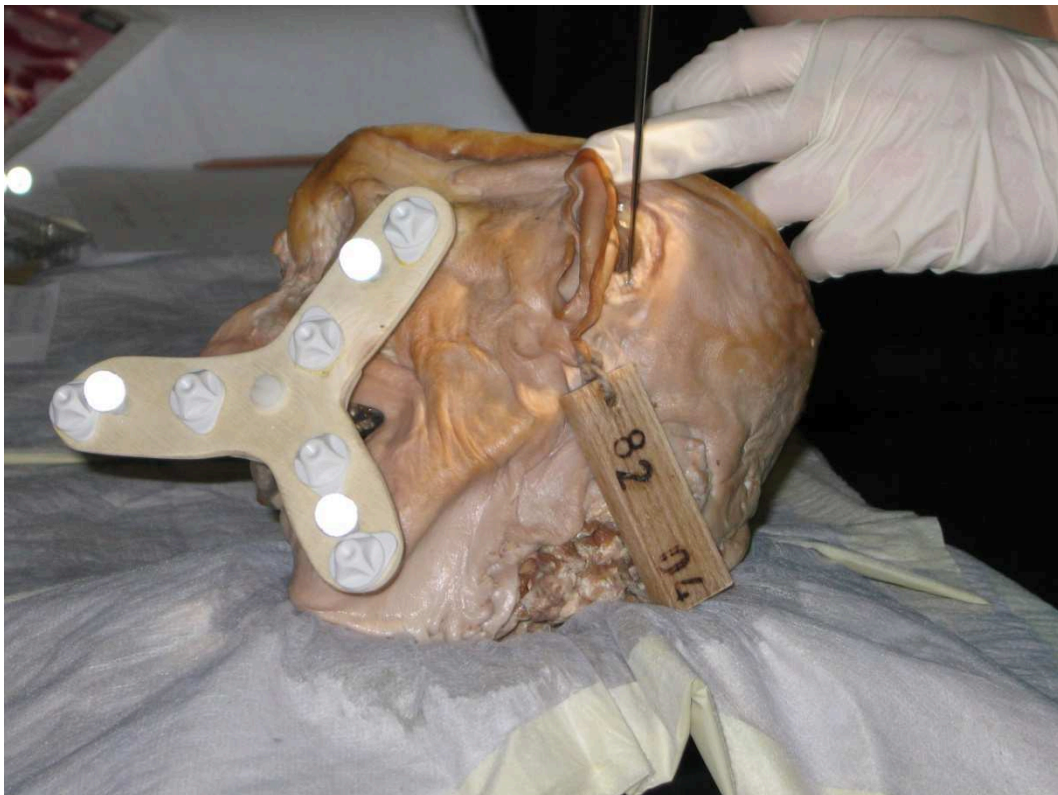


Abbildung 12: Durchführung der Genauigkeitsmessung

2.7 Klinischer Feldversuch

Aufgrund der vielversprechenden Ergebnisse im Kadaversuch wurde ein Ethikantrag (Antragsnummer: 185-09) zur klinischen Evaluierung des DRA am Patienten gestellt und positiv bewertet. Dazu wurden 10 Patienten, die zur Operation an der lateralen Schädelbasis anstanden, zufällig ausgewählt und ein DRA angepasst. Es wurde dann der TPE exemplarisch an jeweils einer gut zu identifizierenden Struktur im Bereich der lateralen Schädelbasis ermittelt.

Die Referenzierung erfolgte analog der vorher beschriebenen online-Referenzierung. Die ermittelte klinische Abweichung wurde zu jedem Patienten in einem Evaluationsbogen festgehalten. Zusätzlich wurden das Alter, die Operationsindikation, das Operationsdatum und die Zielstruktur notiert.

Lag die klinische Abweichung über einem Wert von einem Millimeter, wurde die Ursache für die hohe Abweichung ermittelt und festgehalten.

2.8 Statistik

Im Rahmen der Auswertung der erhobenen Daten wurde für jede Landmarke der Mittelwert, der Median und die Standardabweichung berechnet, sowie eine graphische Darstellung in Form eines Boxplots erstellt. Dies erfolgte sowohl für die online, als auch für die offline erhobenen Daten.

Im weiteren Verlauf wurde der Unterschied zwischen online und offline ermittelter klinischer Genauigkeit anhand der Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen der einzelnen Landmarken graphisch dargestellt. Zusätzlich erfolgte auch ein Vergleich des Gesamtdurchschnittes. Dabei wurde die Nullhypothese aufgestellt, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Referenzierungsmethoden gibt. Diese wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent mittels T-Test bei unabhängigen

Stichproben berechnet. Die Alternativhypothese lautet demzufolge: Es gibt einen Unterschied zwischen der klinischen Genauigkeit der mittels online- und offline-Referenzierung erhobenen Werte.

Den Abschluss bildete eine Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson, um festzustellen, ob der RMS-Wert eine Aussagekraft über die zu erwartende klinische Genauigkeit zulässt.

Zur statistischen Analyse wurde das Statistikprogramm PSWA Statistics in der Version 18.0.1 verwendet.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse der Kadaverstudie

3.1.1 Messung an den Landmarken

Für die online-Referenzierung ergeben sich folgende Werte:

Tabelle 1 zeigt zu jeder Messung den zugehörigen RMS-Wert sowie den TPE an jeder Landmarke in cm.

Tabelle 1

Messung-Nr.	RMS	Landmarke 1 (äußerer Gehörgang)	Landmarke 2 (innerer Gehörgang)	Landmarke 3 (Cochlea)	Landmarke 4 (Genu des N. fazialis)
1	0,4	0,1	0,2	0,4	0,1
2	0,4	0,3	0,4	0,5	0,4
3	0,4	0,5	0,6	0,5	0,5
4	0,4	0,4	0,3	0,3	0,3
5	0,2	0,3	0,4	0,4	0,5
6	0,3	0,2	0,4	0,3	0,3
7	0,3	0,3	0,5	0,5	0,3
8	0,3	0,4	0,5	0,4	0,3
9	0,2	0,3	0,4	0,4	0,4
10	0,4	0,6	0,5	0,4	0,5
11	0,4	0,3	0,5	0,6	0,1
12	0,2	0,4	0,4	0,3	0,4

In Tabelle 2 sind für jede Landmarke Mittelwert, Median und Standardabweichung aufgelistet

Tabelle 2

	Landmarke 1	Landmarke 2	Landmarke 3	Landmarke 4
Mittelwert	0,34 mm	0,43 mm	0,42 mm	0,34 mm
Median	0,40 mm	0,40 mm	0,40 mm	0,35 mm
Standardabweichung	0,13 mm	0,10 mm	0,09 mm	0,13 mm

Eine graphische Darstellung der klinischen Genauigkeiten an den einzelnen Landmarken findet sich in der folgenden Abbildung.

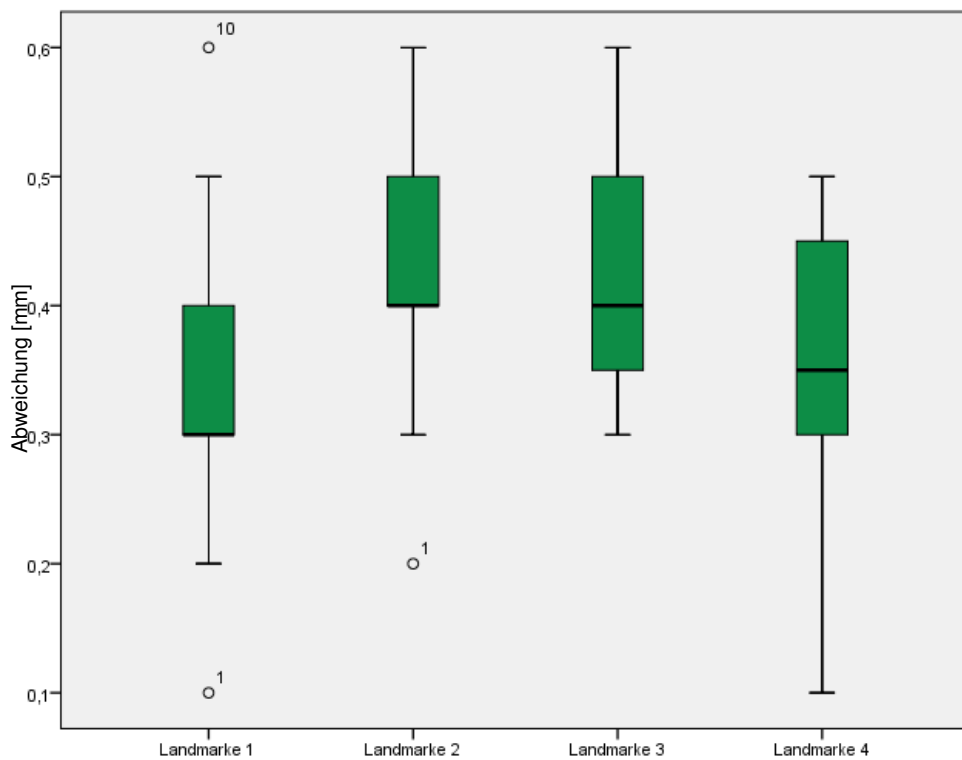


Abbildung 13: Boxplot zur online-Referenzierung mit 65% und 95% Intervall sowie Ausreißern

In den Tabellen 3 und 4 sind die Ergebnisse der offline erhobenen Werte dargestellt:

Tabelle 3

Messung-Nr.	RMS	Landmarke 1	Landmarke 2	Landmarke 3	Landmarke 4
1	0,3	0,2	0,5	0,3	0,6
2	0,4	0,3	0,4	0,5	0,6
3	0,4	0,6	0,5	0,4	0,1
4	0,3	0,4	0,8	0,5	0,1
5	0,1	0,3	0,7	0,4	0,3
6	0,1	0,7	0,8	0,8	0,8
7	0,3	0,4	0,6	0,5	0,2
8	0,3	0,3	0,5	0,4	0,2
9	0,3	0,5	0,6	0,6	0,4
10	0,2	0,5	0,4	0,5	0,5

Tabelle 4

	Landmarke 1	Landmarke 2	Landmarke 3	Landmarke 4
Mittelwert	0,42 mm	0,58 mm	0,49 mm	0,38 mm
Median	0,40 mm	0,55 mm	0,50 mm	0,35 mm
Standardabweichung	0,15 mm	0,14 mm	0,13 mm	0,23 mm

Im Boxplot werden die Ergebnisse noch einmal graphisch dargestellt.

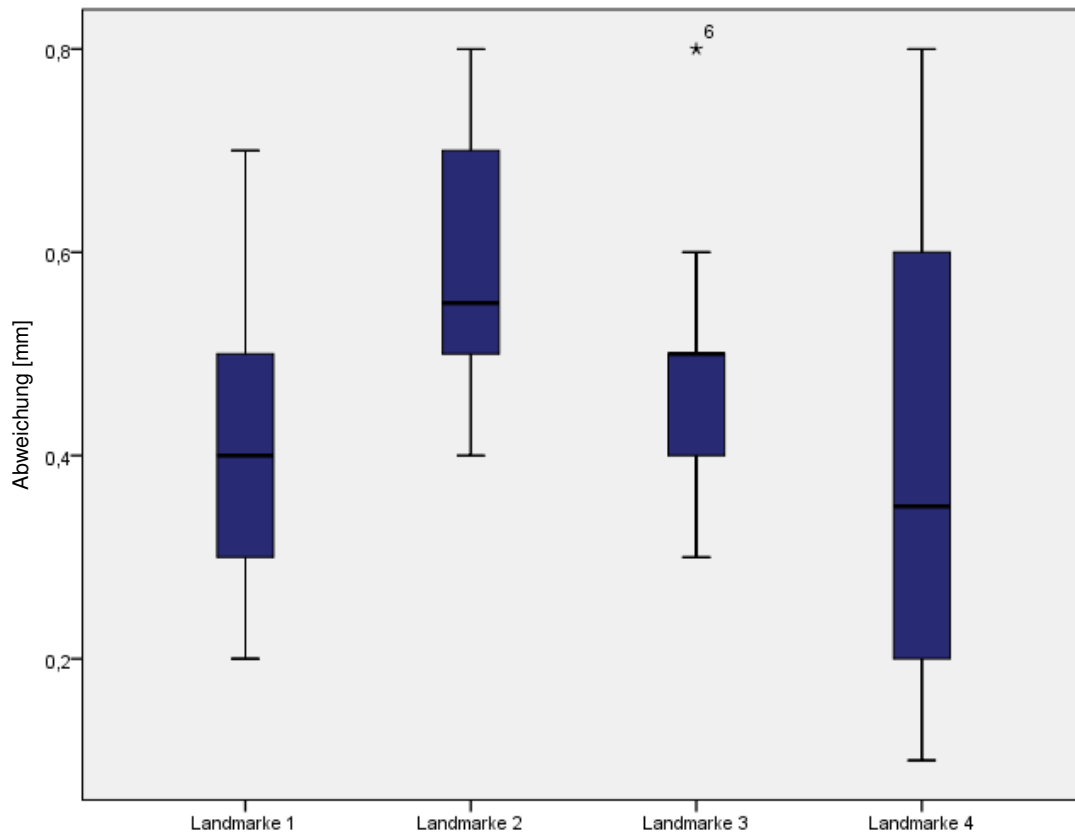


Abbildung 14: Boxplot zur offline-Referenzierung mit 65% und 95% Intervall sowie Ausreißern

3.1.2 Zusammenfassung der Genauigkeitswerte

Für die Online-Referenzierung ergab sich, bezogen auf alle Landmarken, ein Gesamtmittelwert von 0,38 mm, der Median betrug bei einer Standardabweichung von 0,12 mm 0,40 Millimeter.

Bei den offline ermittelten Werten lag der Gesamtdurchschnitt bei 0,47 mm, der Median bei 0,50 mm und die Standardabweichung zeigte 0,18 mm.

3.1.3 Vergleich zwischen online und offline erhobenen Werten

Die Frage, ob es einen statistisch greifbaren Unterschied in Bezug auf die Genauigkeit von online und offline erhobenen Target Positioning Errors gab, wurde mittels T-Test bei unabhängigen Stichproben überprüft.

Dabei wurde die Nullhypothese aufgestellt, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den online und offline erhobenen Target Positioning Errors gibt. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent wurde akzeptiert.

Der zweiseitig durchgeführte T-Test ergab, wie aus Tabelle 5 hervorgeht, eine Signifikanz von kleiner 0,05. Damit konnte die Nullhypothese widerlegt werden. Die Alternativhypothese - es gibt einen Unterschied zwischen online- und offline-Referenzierung – tritt damit in Kraft.

Tabelle 5

		Test bei unabhängigen Stichproben									
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						95% Konfidenzintervall der Differenz	
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	Untere	Obere	
TPE	Varianzen sind gleich	6,678	,011	-2,628	86	,010	-,08625	,03282	-,15149	-,02101	
	Varianzen sind nicht gleich			-2,534	65,190	,014	-,08625	,03403	-,15422	-,01828	

Graphisch dargestellt lässt sich in Abbildung 14 der Genauigkeitsunterschied verdeutlichen:

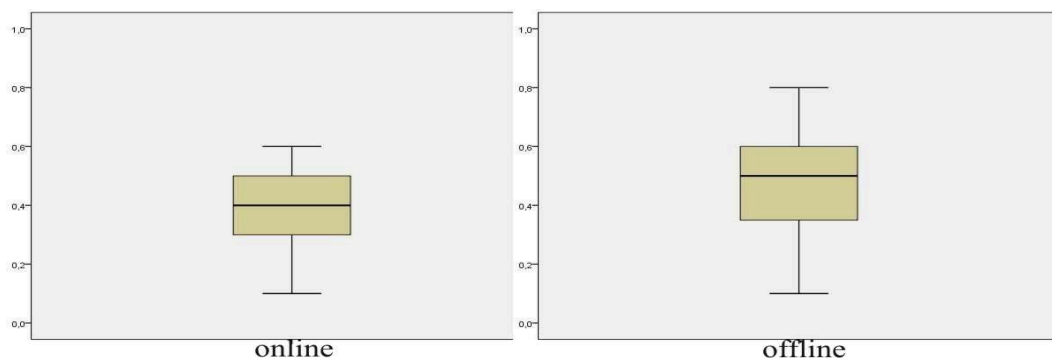


Abbildung 15: Boxplot Genauigkeitsunterschied online und offline

3.1.4 Vergleich von RMS-Wert und klinischer Genauigkeit

Sowohl für die online- als auch für die offline-Referenzierung konnte anhand einer Korrelationsanalyse nach Bravais-Pearson kein statistischer Zusammenhang zwischen RMS-Wert und ermittelter klinischer Genauigkeit festgestellt werden. Die Korrelationskoeffizienten betragen online 0,026 und offline -0,350.

Tabelle 6

Korrelationen Online-Referenzierung

		RMS	Abweichung
RMS	Korrelation nach Pearson	1	0,026
	Signifikanz (2-seitig)		0,860
	N	48	48
Abweichung	Korrelation nach Pearson	0,026	1
	Signifikanz (2-seitig)	0,860	
	N	48	48

Tabelle 7

Korrelationen Offline-Referenzierung

		RMS	Abweichung
RMS	Korrelation nach Pearson	1	-0,350*
	Signifikanz (2-seitig)		0,027
	N	40	40
Abweichung	Korrelation nach Pearson	-0,350*	1
	Signifikanz (2-seitig)	0,027	
	N	40	40

*. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

3.2 Ergebnisse des klinischen Feldversuchs

Wie in Tabelle 8 zu sehen, zeigte sich im Feldversuch an zehn Patienten in 50% der Fälle eine inakzeptable Abweichung von weit über einem Millimeter.

Tabelle 8

Patient	Alter	Erkrankung	OP Datum	Klinische Abweichung	Komplikation
OS	59	Chronische Otitis media	04.05.2007	nicht messbar	Pointer zu lang für Mikroskopfokus
PJ1	56	Cholesteatom	10.05.2007	20-30mm	DRA während des CTs verdreht
EA1	41	Cholesteatomrezidiv	12.06.2007	10mm am Promontorium	Sterile Abdeckungen zogen am DRA
JS	31	verlagerte Stapesprothese	18.02.2008	1mm am Hammerkopf	
OS2	60	Rezidiv einer chronischen Otitis media	28.02.2008	1mm am Hammerkopf	
PJ2	56	Cholesteatom Zweiteingriff	17.03.2008	1mm am Promontorium	
HJW	42	Cholesteatom	02.04.2008	30-40mm	DRA berührte die Haut
EA2	42	Cholesteatom Zweiteingriff	09.04.2008	> 15mm	Zahnschiene zu locker
SR	21	sekretorische chronische otitis media	14.04.2008	1mm am Tragus und Trommelfell	
RFP	39	Cholesteatom	23.04.2008	1mm am knöchernen Gehörgang	

Dies lag an unterschiedlichen Faktoren, die jeweils identifiziert und behoben werden konnten. Folgende Komplikationen wurden identifiziert:

- Der Pointer war für den Abstand zwischen dem Operationsmikroskop und dem Ohr des Patienten zu lang. Deswegen wurden die nachfolgenden Patienten mittels gebogener Nadeln oder kurzer Sauger navigiert.
- Der DRA wurde während der Erstellung des Computertomogramms verdreht. Während der Operation konnte die Position des Referenzsterns

nicht wieder an die des CTs angepasst werden. Eine zu hohe klinische Abweichung war die Folge.

- Die sterile Abdeckung des Patienten veränderte die Position des DRA durch Zug am Referenzstern.
- Der Referenzstern berührte die Haut während des Computertomogramms. Während der Operation veränderte die sterile Abdeckung die Position des DRA, da sie zwischen DRA und Haut lag.
- Die Zahnschiene war aufgrund wiederholten Einsatzes über zehn Monate hinweg zu locker.

4 Diskussion

Um eine neue Referenzierungsmethode für die Navigation an der lateralen Schädelbasis in den klinischen Alltag zu integrieren, müssen einige Faktoren in puncto Genauigkeit, Handhabung, Fehleranfälligkeit und Praktikabilität überprüft werden.

4.1 Genauigkeit am präparierten Kadaverschädel

Es interessierte zunächst, welche klinische Genauigkeit mit dem Dental Reference Array unter annähernd realistischen Bedingungen am präparierten Leichenschädel erreicht werden kann. Sowohl im Versuchsaufbau mittels online-, als auch mittels offline-Referenzierung, konnten hohe Genauigkeiten mit Mittelwerten von 0,38 mm bzw. 0,47 mm erzielt werden. Die Standardabweichung lag dabei bei 0,12 mm bzw. 0,18 mm. Aus der Literatur ist bekannt, dass für chirurgische Interventionen im Bereich der lateralen Schädelbasis maximale Abweichungen im Submillimeterbereich gefordert werden (Labadie et al. 2004). Aus den erzielten Messwerten konnte gefolgert werden, dass der DRA in Verbindung mit einem passiven optischen Navigationssystem (Vector Vision Compact ®) über eine ausreichende klinische Genauigkeit verfügt, um an der Laterobasis eingesetzt zu werden.

4.2 Vergleich der Genauigkeiten der online- und offline-Referenzierung

Einen völlig neuen Ansatz bietet die offline-Referenzierung. Wie zuvor beschrieben, wird dabei der DRA referenziert, bevor er dem Patienten eingesetzt wird. Die Alternative ist mit bereits eingesetztem DRA zu referenzieren. Es wurde die Hypothese überprüft, ob es einen Unterschied zwischen den mittels online- und offline-Referenzierung erhobenen Daten in Bezug auf die klinische

Genauigkeit gibt. Dabei ergab sich signifikant, dass für die Gesamtgenauigkeit die online- der offline-Referenzierung vorzuziehen ist.

Der Grund für diesen Unterschied könnte sein, dass nach der Referenzierung Verschiebungen beim Reponieren der Zahnschiene aufgetreten sind. Er könnte aber auch im Studiendesign begründet liegen, da der offline-Referenzierungs-Test nach der online-Registrierung durchgeführt wurde und die Zähne des Leichenschädels gegen Ende der Versuche eine leichte Lockerung aufwiesen. Diese war durch das häufige Ein- und Ausgliedern verursacht worden.

4.3 Der RMS-Wert und sein Bezug zur klinischen Genauigkeit

In vielen Studien wird der RMS-Wert als Messgröße für die Genauigkeit verwendet (Gunkel, Thumfart, & Freysinger 2000;Heermann et al. 2001). Dabei stellt er nur einen Wert dar, der die Genauigkeit der Korrelation zwischen virtuellem Modell und tatsächlicher Anatomie widerspiegelt und keinen Bezug zur klinischen Genauigkeit zulässt. Wie aus Ergebnissen der eigenen Arbeitsgruppe bekannt („Navigationschirurgie im Nasennebenhöhlensystem, Indikation und klinische Genauigkeit am Patienten und am anatomischen Präparat“ von G. Ledderose) kann kein Zusammenhang zwischen RMS-Wert und der gemessenen klinischen Genauigkeit hergestellt werden.

Die Korrelationskoeffizienten nach Bravais-Pearson betragen online 0,026 und offline -0,350, woraus abgeleitet werden kann, dass der RMS-Wert keine Aussagekraft für die klinische Genauigkeit besitzt. Er beschreibt lediglich, wie genau die Marker korreliert werden konnten.

4.4 Vor- und Nachteile des DRA

Bei Eingriffen im Hals-Nasen-Ohren-Bereich ist keine starre Lagerung des Patienten möglich. Der Kopf muss während der Operation bewegt werden können, um alle Winkel und Ecken möglichst gut einzusehen. Damit scheiden für die Navigation in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde Systeme aus, die eine starre Fixierung des Patientenkopfes (beispielsweise die Mayfield-Klemme in der Neurochirurgie) erfordern (Eggers, Muhling, & Marmulla 2006; Marmulla, Muhling, Luth, Eggers, & Hassfeld 2003). Der Vorteil des DRA liegt darin, dass er eine freie Kopfbewegung zulässt und damit für Operationen an der Laterobasis (Cholesteatom, Akustikusneurinom, Cochleaimplantatinsertion etc.) sehr gut geeignet ist.

Ein weiterer Vorteil liegt in der Möglichkeit der intraoperativen Reregistrierung, da der Referenzstern sowohl die reflektierenden Kugeln als auch die Fiducials trägt. Die zur Referenzierung nötigen Fiducials sind nicht durch sterile Abdeckungen bedeckt. Bei Verfahren, die auf einer Oberflächenabtastung beruhen, wäre dies auf Grund der sterilen Abdeckung oder der Verschiebung des Weichteilmantels durch die Operation nicht möglich (Ecke, Maurer, Boor, Khan, & Mann 2003; Marmulla, Muhling, Eggers, & Hassfeld 2005). Eine Rereferenzierung könnte beispielsweise bei einem Systemabsturz des Navigationssystems notwendig werden.

Weiterhin ist bei Verwendung des DRA kein vorhergehender operativer Eingriff erforderlich, um beispielsweise Titanschrauben als Referenzstrukturen in die Schädelkalotte einzubringen. Der Patient muss lediglich einen Oberkieferabdruck anfertigen lassen.

Andere noninvasive Registrierverfahren für die laterale Schädelbasis bieten keine ausreichende Genauigkeit. Zu nennen wäre hier die Laserabtastung der Ohrmuschel oder die Verwendung von Klebemarkern. Beide zeigen Nachteile dahingehend, dass es durch veränderten Hautturgor, Weichteilverschiebungen

(Ecke, Maurer, Boor, Khan, & Mann 2003; Marmulla, Muhling, Eggers, & Hassfeld 2005) oder Verlust von Fiducials zu hohen Ungenauigkeiten kommen kann.

Als Goldstandard gilt derzeit die Verwendung von eingeschraubten Titan-Schrauben in die Schädelkalotte zur Festlegung eindeutiger Bezugspunkte. Diese invasive Maßnahme sollte engen Indikationen vorbehalten bleiben. Zu nennen wären hier ausgedehnte Rezidivcholesteatome, Paragangliome, Prozesse an der Felsenbeinspitze, Akustikusneurinom-residuen/rezidive, atypische Anatomie und Komplikationen bei vorangegangenen Operationen (Stelter et al. 2011a).

Die Möglichkeit, den DRA zwischen Bildgebung und Operation abzunehmen, stellt für den Patienten einen nicht zu unterschätzenden Komfortgewinn dar. Er kann sich frei bewegen und muss nicht darauf achten, Klebmarker nicht zu verschieben.

Als Letztes wäre noch die räumliche Nähe des DRA zum Operationsgebiet als Vorteil zu nennen. Wie aus der Literatur bekannt, erhöht sich die Ungenauigkeit der Navigation mit fortschreitender Entfernung des Zielpunktes vom referenzierten Gebiet (Hoffmann et al. 2005).

Als Nachteile sind folgende Punkte anzuführen:

Es erfordert einen hohen Aufwand durch einen erfahrenen Prothetiker und Zahntechniker, um eine passgenaue Schiene herzustellen. Auch die hohen Kosten von ca. 400€ pro Patient sind zu nennen.

Eine ausreichend stabile Restbezahnung im Oberkiefer ist eine *conditio sine qua non*, um den DRA über die Zähne fest mit dem Schädel zu verbinden.

Durch ein zusätzliches Computertomogramm mit eingesetztem DRA ist die Strahlenbelastung für den Patienten erhöht. Da bei Verfahren mittels markerfreier

Oberflächenregistrierung kein zusätzliches CT nötig ist, sollte in diese Richtung weiter geforscht werden.

Während der Kadaverstudie wurde in einem Fall beobachtet, dass der Computer des Navigationssystems die virtuelle Position des Leichenschädels auf der gegenüberliegenden Seite des Referenzsterns generierte. Eine Re-Registrierung löste das Problem.

Die folgenschwersten Nachteile zeigte aber der klinische Feldversuch. Hier kam es zu einer überproportional großen Verschlechterung der Genauigkeit in 50% der Fälle. Obwohl die Fehler identifiziert werden konnten, ist eine vorhersagbare Vermeidbarkeit aber unwahrscheinlich.

Abschließend muss nach dem Pilotversuch an 10 Patienten konstatiert werden, dass aufgrund der vielen Fehlerquellen (sterile Abdeckung, Schiene zu locker, usw.), den hohen Kosten für die Zahnschiene und dem zusätzlichen Computertomogramm der klinische Einsatz des DRA nicht empfohlen werden kann.

Derzeit stellt somit die Pinregistrierung mittels Insertion von Titanschrauben unter Lokalanästhesie in die Schädelkalotte (Bumm et al. 2008) weiterhin den Goldstandard dar und ermöglicht bei schwerwiegenden Erkrankungen einen navigationsgestützten Eingriff.

5 Ausblick

In Studien werden momentan navigiert kontrollierte Bohrer untersucht, für die ein Sicherheitskorridor definiert ist. Bei Verlassen dieses Korridors erfolgt eine automatische Abschaltung (Strauss et al. 2006b). Dieses Verfahren ist an der Laterobasis wegen der fehlenden Genauigkeit nur mit Schraubenreferenzierung anwendbar, da hier keine Weichteilverschiebungen auftreten.

Im Zuge der Verbesserung der Genauigkeit könnte in folgende Richtungen weitergeforscht werden:

Da die Knochenoberfläche eine sehr zuverlässige Referenz darstellt, welche mittels Computertomogramm, digitalem Volumetomogramm aber auch sonographisch sehr gut erkennbar ist, wäre als nichtinvasives Verfahren der Einsatz von Ultraschall zur Referenzierung vorstellbar.

Vielversprechende Ansätze zur Referenzierung mittels Ultraschall im A- und B-Mode wurden von Amstutz et al. (Amstutz, Caversaccio, Kowal, Bachler, Nolte, Hausler, & Styner 2003) und Kowal et al. (Kowal et al. 2007) durchgeführt. Bessere Transducer und hochauflösende Softwarefilter könnten hier die Genauigkeit noch weiter steigern und die Ultraschallregistrierung für die laterale Schädelbasis interessant machen. Derzeit liegen die Systemgenauigkeiten noch bei ca. 1 mm (Amstutz, Caversaccio, Kowal, Bachler, Nolte, Hausler, & Styner 2003).

Eine weitere Möglichkeit zur Genauigkeitssteigerung von CAS-Systemen ist die Kombination verschiedener Registrierverfahren. So könnte am Beispiel des Vector Vision Compact Systems mittels Soft Touch (Abtasten beliebig gewählter anatomischer Landmarken mittels Pointer) eine Grobreferenzierung vorgenommen werden, welche mittels Z-Touch (Laserabtastung der Hautoberfläche) verfeinert wird. Durch eine möglichst große Anzahl an Punkten ließe sich dann die Genauigkeit steigern.

Ebenfalls um dem Navigationssystem eine größere Punktwolke zur Referenzierung zur Verfügung zu stellen, wäre es denkbar, für Operationen an der lateralen Schädelbasis das CT vom Felsenbein auf den gesamten Schädel auszudehnen. Dies sollte jedoch aus Strahlenschutzgründen im Einzelfall kritisch geprüft werden.

Um den zunehmenden Genauigkeitsverlust durch Abtragung tiefliegender Strukturen während der Operation zu kompensieren, könnte man über intraoperative CT's oder DVT's nachdenken, welche nicht nur ein hochaktuelles Bild liefern, sondern auch gleichzeitig eine extrem genaue volumetrische Referenzierung erlauben. Außerdem ließe sich mit entsprechenden Filtern der bisherige Operationsverlauf visualisieren (Zausinger et al. 2009). Die Kliniken der LMU verfügen über ein solches intraoperatives CT der Fa. Siemens und entsprechende Studien sind in der Planung.



Abbildung 16 Ähnlicher Versuchsaufbau mit *skull reference array*TM; im Hintergrund die sog. sliding gantry des intraoperativen CTs

Ein weiterer Ansatz wäre die Verwendung röntgensichtbarer Kugeln, welche während der Bildgebung an die Stelle der reflektierenden Referenzsternkugeln gesetzt würden. Die Kugeln könnten aufgrund der bekannten Geometrie zwischen Zahnschiene und Referenzstern vom Navigationsgerät detektiert werden. Sobald der DRA, jetzt wieder mit reflektierenden Kugeln bestückt, am Patienten eingesetzt ist, könnte ohne weitere Referenzierung mit der Operation begonnen werden. Voraussetzung dafür wäre aber wieder eine extrem reproduzierbar feststehende Zahnschiene. Dass das Prinzip der automatischen Referenzierung funktioniert, konnten Arapakis et al. für ein LED gestütztes Navigationsgerät und Oberflächenregistrierung für den Bereich der Nasennebenhöhlenchirurgie nachweisen (Arapakis et al. 2005).

6 Zusammenfassung

In der Schädelbasischirurgie wird die moderne bildgestützte Navigation seit über 25 Jahren kommerziell eingesetzt. Die Anfänge lagen dabei in der Stereotaxie. Computer und das digitale Computertomogramm revolutionierten die Navigationschirurgie. Magnetische, akustische und optische Systeme, welche nicht mehr von einem unhandlichen Sensorarm abhängig waren, wurden entwickelt. Aufgrund fehlender Landmarken und Referenzpunkte arbeiten solche Systeme derzeit an der lateralen Schädelbasis nur sehr ungenau und werden daher in diesen Regionen eher selten eingesetzt.

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass mittels einer gut sitzenden Oberkieferschiene in Verbindung mit einem passiven optischen Navigationssystem am Leichenpräparat hohe Genauigkeitswerte im Bereich des Mittel- und Innenohres erzielt werden können.

Im klinischen Feldversuch im OP zeigte sich jedoch, dass das System aus Zahnschiene und Navigationssystem zu störanfällig ist. Aus diesem Grund kann derzeit keine Empfehlung für den klinischen Einsatz gegeben werden.

Für Hochrisikoeingriffe, die eine Navigation erforderlich machen, empfiehlt sich nach wie vor der invasivere, aber sehr genaue Weg über eine Registrierung mittels präoperativ eingebrachter Titanschrauben.

In schwierigen OP-Situationen stellen die Zusatzinformationen der bildgestützten Assistenzsysteme eine wichtige Hilfestellung für den Chirurgen dar, die ihn mit einem weiteren Puzzlestein im Rahmen seiner Entscheidungsfindung versorgen kann.

7 Literaturverzeichnis

- Ambrose, J. 1973, "Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application", *Br.J.Radiol.*, vol. 46, no. 552, pp. 1023-1047.
- Amstutz, C., Caversaccio, M., Kowal, J., Bachler, R., Nolte, L. P., Hausler, R., & Styner, M. 2003, "A-mode ultrasound-based registration in computer-aided surgery of the skull", *Arch.Otolaryngol.Head Neck Surg.*, vol. 129, no. 12, pp. 1310-1316.
- Arapakis, I., Hubbe, U., Maier, W., Laszig, R., & Schipper, J. 2005, "[LED autoregistration in navigated endonasal sinus surgery]", *Laryngorhinootologie*, vol. 84, no. 6, pp. 418-425.
- Balkany, T., Gantz, B. J., Steenerson, R. L., & Cohen, N. L. 1996, "Systematic approach to electrode insertion in the ossified cochlea", *Otolaryngol.Head Neck Surg.*, vol. 114, no. 1, pp. 4-11.
- Barnett, G. H., Steiner, C. P., & Weisenberger, J. 1995, "Intracranial meningioma resection using frameless stereotaxy", *J.Image Guid.Surg.*, vol. 1, no. 1, pp. 46-52.
- Birkfellner, W., Watzinger, F., Wanschitz, F., Enislidis, G., Kollmann, C., Rafolt, D., Nowotny, R., Ewers, R., & Bergmann, H. 1998, "Systematic distortions in magnetic position digitizers", *Med.Phys*, vol. 25, no. 11, pp. 2242-2248.
- Brief, J., Edinger, D., Hassfeld, S., & Eggers, G. 2005, "Accuracy of image-guided implantology", *Clin.Oral Implants.Res.*, vol. 16, no. 4, pp. 495-501.
- Bumm, K., Federspil, P. A., Klenzner, T., Majdani, O., Raczkowsky, J., Strauss, G., & Schipper, J. 2008, "[Update on computer- and mechatronic-assisted head and neck surgery in Germany]", *HNO*, vol. 56, no. 9, pp. 908-915.
- Caversaccio, M., Bachler, R., Ladrach, K., Schroth, G., Nolte, L. P., & Hausler, R. 1999, "The "Bernese" frameless optical computer aided surgery system", *Comput.Aided Surg.*, vol. 4, no. 6, pp. 328-334.
- Caversaccio, M., Garcia-Giraldez, J., Gonzalez-Ballester, M., & Marti, G. 2007, "Image-guided surgical microscope with mounted minitracker", *J.Laryngol.Otol.*, vol. 121, no. 2, pp. 160-162.

Caversaccio, M., Nolte, L. P., & Hausler, R. 2002, "Present state and future perspectives of computer aided surgery in the field of ENT and skull base", *Acta Otorhinolaryngol.Belg.*, vol. 56, no. 1, pp. 51-59.

Caversaccio, M., Zheng, G., & Nolte, L. P. 2008, "[Computer-aided surgery of the paranasal sinuses and the anterior skull base]", *HNO*, vol. 56, no. 4, pp. 376-2.

Dittmar, C. Über die Lage des sogenannten Gefässcentrums in der Medulla oblongata. Berichte der Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig, Math Phys Klin 25, 449-469. 1873.

Ref Type: Generic

Ecke, U., Maurer, J., Boor, S., Khan, M., & Mann, W. J. 2003, "[Common errors of intraoperative navigation in lateral skull base surgery]", *HNO*, vol. 51, no. 5, pp. 386-393.

Eggers, G., Muhling, J., & Marmulla, R. 2005, "Template-based registration for image-guided maxillofacial surgery", *J.Oral Maxillofac.Surg.*, vol. 63, no. 9, pp. 1330-1336.

Eggers, G., Muhling, J., & Marmulla, R. 2006, "Image-to-patient registration techniques in head surgery", *Int.J.Oral Maxillofac.Surg.*, vol. 35, no. 12, pp. 1081-1095.

Eilers, H., Tauscher, S., Meier, P. N., & Ortmaier, T. 2010, "Navigation Support for Flexible Endoscopy Based on Inertial Sensors", *Endoheute*, vol. 23, no. 1, pp. 50-52.

Friets, E. M., Strohbehn, J. W., Hatch, J. F., & Roberts, D. W. 1989, "A frameless stereotaxic operating microscope for neurosurgery", *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 36, no. 6, pp. 608-617.

Gantz, B. J., McCabe, B. F., & Tyler, R. S. 1988, "Use of multichannel cochlear implants in obstructed and obliterated cochleas", *Otolaryngol.Head Neck Surg.*, vol. 98, no. 1, pp. 72-81.

Giorgi, C., Casolino, S. D., Franzini, A., Servello, D., Passerini, A., Broggi, G., & Pluchino, F. 1989, "Computer-assisted planning of stereotactic neurosurgical procedures", *Childs Nerv.Syst.*, vol. 5, no. 5, pp. 299-302.

Goerss, S. J., Kelly, P. J., Kall, B., & Stiving, S. 1994, "A stereotactic magnetic field digitizer", *Stereotact.Funct.Neurosurg.*, vol. 63, no. 1-4, pp. 89-92.

Goldstein, H. *Klassische Mechanik*. Akademische Verlagsgesellschaft, Wiesbaden . 1981.
Ref Type: Generic

Grevers, G., Leunig, A., Klemens, A., & Hagedorn, H. 2002, "[CAS of the paranasal sinuses--technology and clinical experience with the Vector-Vision-Compact-System in 102 patients]", *Laryngorhinootologie*, vol. 81, no. 7, pp. 476-483.

Gunkel, A. R., Thumfart, W. F., & Freysinger, W. 2000, "[Computer-aided 3D-navigation systems. Survey and location determination]", *HNO*, vol. 48, no. 2, pp. 75-90.

Gunkel, A. R., Vogege, M., Martin, A., Bale, R. J., Thumfart, W. F., & Freysinger, W. 1999, "Computer-aided surgery in the petrous bone", *Laryngoscope*, vol. 109, no. 11, pp. 1793-1799.

Heermann, R., Mack, K. F., Issing, P. R., Haupt, C., Becker, H., & Lenarz, T. 2001, "[Skull base surgery with an opto-electronic navigation system]", *HNO*, vol. 49, no. 12, pp. 1019-1025.

Hoffmann, J., Westendorff, C., Gomez-Roman, G., & Reinert, S. 2005, "Accuracy of navigation-guided socket drilling before implant installation compared to the conventional free-hand method in a synthetic edentulous lower jaw model", *Clin.Oral Implants.Res.*, vol. 16, no. 5, pp. 609-614.

Holler, K., Schneider, A., Jahn, J., Gutierrez, J., Wittenberg, T., Feussner, H., & Hornegger, J. 2010, "Spatial orientation in transluminal surgery", *Minim.Invasive.Ther.Allied Technol.*, vol. 19, no. 5, pp. 262-273.

Hounsfield, G. N. 1973, "Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system", *Br.J.Radiol.*, vol. 46, no. 552, pp. 1016-1022.

Howard, M. A., III, Dobbs, M. B., Simonson, T. M., LaVelle, W. E., & Granner, M. A. 1995, "A noninvasive, reattachable skull fiducial marker system. Technical note", *J.Neurosurg.*, vol. 83, no. 2, pp. 372-376.

Iwai, T., Matsui, Y., Hirota, M., Tohnai, I., & Maegawa, J. 2009, "Temporary alopecia caused by pressure from a headband used to secure a reference frame to the head during navigational surgery", *Br.J.Oral Maxillofac.Surg.*, vol. 47, no. 7, pp. 573-574.

Jackson, C. G., Haynes, D. S., Walker, P. A., Glasscock, M. E., III, Storper, I. S., & Josey, A. F. 1996, "Hearing conservation in surgery for glomus jugulare tumors", *Am.J.Otol*, vol. 17, no. 3, pp. 425-437.

Jensen, N. F. 1994, "Glomus tumors of the head and neck: anesthetic considerations", *Anesth.Analg.*, vol. 78, no. 1, pp. 112-119.

Kall, B. A., Kelly, P. J., & Goerss, S. J. 1986, "The computer as a stereotactic surgical instrument", *Neurol.Res.*, vol. 8, no. 4, pp. 201-208.

Kandel, E. I. & Schavinsky, Y. V. 1972, "Stereotaxic apparatus and operations in Russia in the 19th century", *J.Neurosurg.*, vol. 37, no. 4, pp. 407-411.

Kato, A., Yoshimine, T., Hayakawa, T., Tomita, Y., Ikeda, T., Mitomo, M., Harada, K., & Mogami, H. 1991, "A frameless, armless navigational system for computer-assisted neurosurgery. Technical note", *J.Neurosurg.*, vol. 74, no. 5, pp. 845-849.

Kelly, P. J. 1989, "Future perspectives in stereotactic neurosurgery: stereotactic microsurgical removal of deep brain tumors", *J.Neurosurg.Sci.*, vol. 33, no. 1, pp. 149-154.

Kirschner, M. Die Punktionstechnik und die Elektrokoagulation des Ganglion Gasseri. *Arch Klin Chir* 176, 581-620. 1933.

Ref Type: Generic

Klimek, L., Mosges, R., & Bartsch, M. Indications for CAS systems as navigation aids in ENT-surgery. In: Lemke HU, Rhodes MI, Jaffe CC, Felix R (eds) *CAR 91*. Springer, Berlin Heidelberg New York , 358-361. 1991.

Ref Type: Generic

Kosugi, Y., Watanabe, E., Goto, J., Watanabe, T., Yoshimoto, S., Takakura, K., & Ikebe, J. 1988, "An articulated neurosurgical navigation system using MRI and CT images", *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 35, no. 2, pp. 147-152.

Kowal, J., Amstutz, C., Langlotz, F., Talib, H., & Ballester, M. G. 2007, "Automated bone contour detection in ultrasound B-mode images for minimally invasive registration in computer-assisted surgery-an in vitro evaluation", *Int.J.Med.Robot.*, vol. 3, no. 4, pp. 341-348.

Labadie, R. F., Shah, R. J., Harris, S. S., Cetinkaya, E., Haynes, D. S., Fenlon, M. R., Jusczyk, A. S., Galloway, R. L., & Fitzpatrick, J. M. 2004, "Submillimetric

target-registration error using a novel, non-invasive fiducial system for image-guided otologic surgery", *Comput.Aided Surg.*, vol. 9, no. 4, pp. 145-153.

Ledderose, G. J., Stelter, K., Leunig, A., & Hagedorn, H. 2007, "Surface laser registration in ENT-surgery: accuracy in the paranasal sinuses--a cadaveric study", *Rhinology*, vol. 45, no. 4, pp. 281-285.

Leksell, L. A stereotactic apparatus for intracerebral surgery. *Acta Chir Scand* 99, 229-233. 1949.

Ref Type: Generic

Maes, F., Collignon, A., Vandermeulen, D., Marchal, G., & Suetens, P. 1997, "Multimodality image registration by maximization of mutual information", *IEEE Trans.Med.Imaging*, vol. 16, no. 2, pp. 187-198.

Majdani, O., Leinung, M., & Heermann, R. 2006, "[New developments in navigation technology]", *HNO*, vol. 54, no. 11, pp. 829-832.

Marmulla, R., Eggers, G., & Muhling, J. 2005, "Laser surface registration for lateral skull base surgery", *Minim.Invasive.Neurosurg.*, vol. 48, no. 3, pp. 181-185.

Marmulla, R., Muhling, J., Eggers, G., & Hassfeld, S. 2005, "[Markerless patient registration. A new technique for image-guided surgery of the lateral base of the skull]", *HNO*, vol. 53, no. 2, pp. 148-154.

Marmulla, R., Muhling, J., Luth, T., Eggers, G., & Hassfeld, S. 2003, "[New concepts in image assisted surgery: automated patient registration based on the jaw and external ear]", *Mund Kiefer Gesichtschir.*, vol. 7, no. 6, pp. 365-370.

Mosges, R. & Schlondorff, G. 1988, "A new imaging method for intraoperative therapy control in skull-base surgery", *Neurosurg.Rev.*, vol. 11, no. 3-4, pp. 245-247.

Muller, J. 2002, "[Cochlear implant management today]", *HNO*, vol. 50, no. 9, pp. 793-796.

Nitsche, N., Hilbert, M., Strasser, G., Schulz, H. J., Wunderlich, A., & Arnold, W. Einsatz eines berührungsfreien computergestützten Orientierungssystems bei Nasennebenhöhlenoperationen. II. Anatomische Studien und erste klinische Erfahrungen. *Oto-Rhino-Laryngol Nova* 3, 173-179. 1993a.

Ref Type: Generic

Nitsche, N., Hilbert, M., Strasser, G., Tümmeler, H. P., & Arnold, W. Einsatz eines berührungsfreien computergestützten Orientierungssystems bei Nasennebenhöhlenoperationen. I. Technische Grundlagen der Sonarstereometrie. *Oto-Rhino-Laryngol Nova* 3, 57-64. 1993b.

Ref Type: Generic

Perry, B. J. & Bridges, C. 1973, "Computerized transverse axial scanning (tomography). 3. Radiation dose considerations", *Br.J.Radiol.*, vol. 46, no. 552, pp. 1048-1051.

Pfisterer, W. K., Papadopoulos, S., Drumm, D. A., Smith, K., & Preul, M. C. 2008, "Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy", *Neurosurgery*, vol. 62, no. 3 Suppl 1, pp. 201-207.

Picard, C., Olivier, A., & Bertrand, G. 1983, "The first human stereotaxic apparatus. The contribution of Aubrey Mussen to the field of stereotaxis", *J.Neurosurg.*, vol. 59, no. 4, pp. 673-676.

Pott, P. & Schwarz, M. 2002, "[Robots, navigation, telesurgery: state of the art and market overview]", *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.*, vol. 140, no. 2, pp. 218-231.

Probst, R., Grevers, G., & Iro, H. Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Thieme Verlag 3. Auflage. 2008.

Ref Type: Generic

Redfern, R. M. Historical perspective. In: Thomas D.G.T (ed) Stereotactic and image directed surgery of brain tumors. Livingstone London , 1-28. 1993.

Ref Type: Generic

Reinhardt, H., Meyer, H., & Amrein, E. 1988, "A computer-assisted device for the intraoperative CT-correlated localization of brain tumors", *Eur.Surg.Res.*, vol. 20, no. 1, pp. 51-58.

Roberts, K., Jackler., & Lawrence, H. 2008, "Selection of Surgical Approach to Acoustic Neuroma", *Neurosurgery Clinics of North America*, vol. 19, no. 2, pp. 217-238.

Rosenwasser, H. 1952, "Glomus jugularis tumor of the middle ear; carotid body tumor, tympanic body tumor, nonchromaffin paraganglioma", *Laryngoscope*, vol. 62, no. 6, pp. 623-633.

Schipper, J., Aschendorff, A., Arapakis, I., Klenzner, T., Teszler, C. B., Ridder, G. J., & Laszig, R. 2004, "Navigation as a quality management tool in cochlear implant surgery", *J.Laryngol.Otol*, vol. 118, no. 10, pp. 764-770.

Schlondorff, G., Mosges, R., Meyer-Ebrecht, D., Krybus, W., & Adams, L. 1989, "[CAS (computer assisted surgery). A new procedure in head and neck surgery]", *HNO*, vol. 37, no. 5, pp. 187-190.

Sipos, E. P., Tebo, S. A., Zinreich, S. J., Long, D. M., & Brem, H. 1996, "In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG Viewing Wand", *Neurosurgery*, vol. 39, no. 1, pp. 194-202.

Spiegel, E. A., Wycis, H. T., Marks, M., & LEE, A. J. 1947, "Stereotaxic Apparatus for Operations on the Human Brain", *Science*, vol. 106, no. 2754, pp. 349-350.

Stelter, K., Andratschke, M., Leunig, A., & Hagedorn, H. 2006, "Computer-assisted surgery of the paranasal sinuses: technical and clinical experience with 368 patients, using the Vector Vision Compact system", *J.Laryngol.Otol.*, vol. 120, no. 12, pp. 1026-1032.

Stelter, K., Ertl-Wagner, B., Luz, M., Müller, S., Ledderose, G., Siedek, V., Berghaus, A., Arpe, S., & Leunig, A. Evaluation of an image-guided navigation system in the training of functional endoscopic sinus surgeons. A prospective, randomised clinical study. *Rhinology* . 2011a.
Ref Type: In Press

Stelter, K., Ledderose, G., Krause, E., Hempel, J., Morhard, D., Flatz, W., & Müller, J. 2011b, "Image guided navigation by intraoperative CT-scan for cochlear implantation", *Comput.Aided Surg.*

Strauss, G., Hofer, M., Fischer, M., Koulechov, K., Trantakis, C., Manzey, D., Meixenberger, J., Dietz, A., Lueth, T. C., & Klapper, H. U. 2008, "First clinical application of a navigation-controlled shaver in paranasal sinus surgery", *Surg.Technol.Int.*, vol. 17, pp. 19-25.

Strauss, G., Koulechov, K., Richter, R., Dietz, A., Trantakis, C., & Luth, T. 2005, "Navigated control in functional endoscopic sinus surgery", *Int.J.Med.Robot.*, vol. 1, no. 3, pp. 31-41.

Strauss, G., Koulechov, K., Rottger, S., Bahner, J., Trantakis, C., Hofer, M., Korb, W., Burgert, O., Meixenberger, J., Manzey, D., Dietz, A., & Luth, T. 2006a,

"Evaluation of a navigation system for ENT with surgical efficiency criteria", *Laryngoscope*, vol. 116, no. 4, pp. 564-572.

Strauss, G., Koulechov, K., Stopp, S., Strauss, M., Pankau, A., Hofer, M., Korb, W., Dietz, A., Meixensberger, J., & Luth, T. 2006b, "[Improved accuracy and precision of the automated shaver (navigated control) in functional endoscopic sinus surgery]", *Laryngorhinootologie*, vol. 85, no. 8, pp. 559-566.

Strong, E. B. & Diaz, R. C. 2004, "Evaluation of the FrameLock reference-arc fixation device for image-guided surgery", *Otolaryngol.Head Neck Surg.*, vol. 131, no. 3, pp. 156-163.

Vinas, F. C., Zamorano, L., Buciu, R., Li, Q. H., Shamsa, F., Jiang, Z., & Diaz, F. G. 1997, "Application accuracy study of a semipermanent fiducial system for frameless stereotaxis", *Comput.Aided Surg.*, vol. 2, no. 5, pp. 257-263.

Vogele, M., Freysinger, W., Bale, R., Gunkel, A. R., & Thumfart, W. F. 1997, "[Use of the ISG viewing wand on the temporal bone. A model study]", *HNO*, vol. 45, no. 2, pp. 74-80.

Westermann, B. & Hauser, R. 2000, "Online head motion tracking applied to the patient registration problem", *Comput.Aided Surg.*, vol. 5, no. 3, pp. 137-147.

Wiltfang, J., Rupprecht, S., Ganslandt, O., Nimsky, C., Kessler, P., Schultze-Mosgau, S., Fahlbusch, R., & Neukam, F. W. 2003, "Intraoperative Image-Guided Surgery of the Lateral and Anterior Skull Base in Patients with Tumors or Trauma", *Skull.Base.*, vol. 13, no. 1, pp. 21-29.

Yamashita, J., Yamauchi, Y., Mochimaru, M., Fukui, Y., & Yokoyama, K. 1999, "Real-time 3-D model-based navigation system for endoscopic paranasal sinus surgery", *IEEE Trans.Biomed.Eng.*, vol. 46, no. 1, pp. 107-116.

Zausinger, S., Scheder, B., Uhl, E., Heigl, T., Morhard, D., & Tonn, J. C. 2009, "Intraoperative computed tomography with integrated navigation system in spinal stabilizations", *Spine (Phila Pa 1976.)*, vol. 34, no. 26, pp. 2919-2926.

Zinreich, S. J., Tebo, S. A., Long, D. M., Brem, H., Mattox, D. E., Loury, M. E., vander Kolk, C. A., Koch, W. M., Kennedy, D. W., & Bryan, R. N. 1993, "Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications", *Radiology*, vol. 188, no. 3, pp. 735-742.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: ISG Viewing Wand (Vogele et al. 1997).....	- 13 -
Abbildung 2: Klebefiducials von BrainLab, Feldkirchen.....	- 17 -
Abbildung 3: Ohrmuschelabdruck am Kadaver mit Impregum ®	- 21 -
Abbildung 4: Schädel mit eingesetzter Zahnschiene und Standardreferenz im Bereich der linken Wange	- 24 -
Abbildung 5: Zahnschiene mit anpolymerisiertem Adapter zur Aufnahme des Referenzsterns.....	- 25 -
Abbildung 6: Prototyp des Referenzsterns aus Sperrholz	- 26 -
Abbildung 7: Eingegliederte Zahnschiene.....	- 27 -
Abbildung 8: Vector Vision Compact ®	- 28 -
Abbildung 9: Aufgebautes Navigationssystem.....	- 29 -
Abbildung 10: Pointer in der Kalibrierungsmatrix (zur Verfügung gestellt von Magnus Reibenspiess, BrainLAB, Feldkirchen.....	- 30 -
Abbildung 11: Screenshot mit 0,4 mm Zielpunktabweichung	- 33 -
Abbildung 12: Durchführung der Genauigkeitsmessung	- 34 -
Abbildung 13: Boxplot zur online-Referenzierung mit 65% und 95% Intervall sowie Ausreißern.....	- 38 -
Abbildung 14: Boxplot zur offline-Referenzierung mit 65% und 95% Intervall sowie Ausreißern.....	- 40 -
Abbildung 15: Boxplot Genauigkeitsunterschied online und offline	- 41 -
Abbildung 16 Ähnlicher Versuchsaufbau mit <i>skull reference array</i> TM ; im Hintergrund die sog. sliding gantry des intraoperativen CTs	- 51 -

9 Publikationen dieser Arbeit

Stelter K, Walter Th, Spiegl K, Lübbers Ch, Leunig A, Matthias Ch. Automarkerregistrierung über Zahnschiene: Ein neues Verfahren zur bildgestützten Chirurgie an der lateralen Schädelbasis.

Vortrag an der 78. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V. in München, 2007.

Abstractwebsite:

<http://www.egms.de/static/de/meetings/hnod2007/07hnod579.shtml>

Stelter K, Ledderose G, Walter Th, Leunig A, Hagedorn H. Surgical accuracy and practicability of different referencing methods in computer assisted surgery of the frontal and lateral skull base.

Poster an der 8. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie in Berlin, 2009

Posterwebsite: <http://www.cars-int.org/2009/program/posters.html>

10 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. A. Berghaus für die Möglichkeit diese Studie an seiner Klinik durchführen zu können.

Besonders danke ich meinem Doktorvater Herrn Priv. Doz. Dr. med. Klaus Stelter für die Überlassung dieses interessanten Themas, seine Geduld und seine hilfreichen Korrekturen.

Frau Dr. med. dent. K. Spiegl und Herrn J. Schwaiger für die Abformung am Kadaverpräparat und die Anfertigung der Zahnschiene.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie bedanken: Bei meinen Eltern für ihre anspornenden Worte, bei meinem Bruder für das stets offene Ohr und bei meiner Freundin für ihre Motivation.

11 Lebenslauf

...