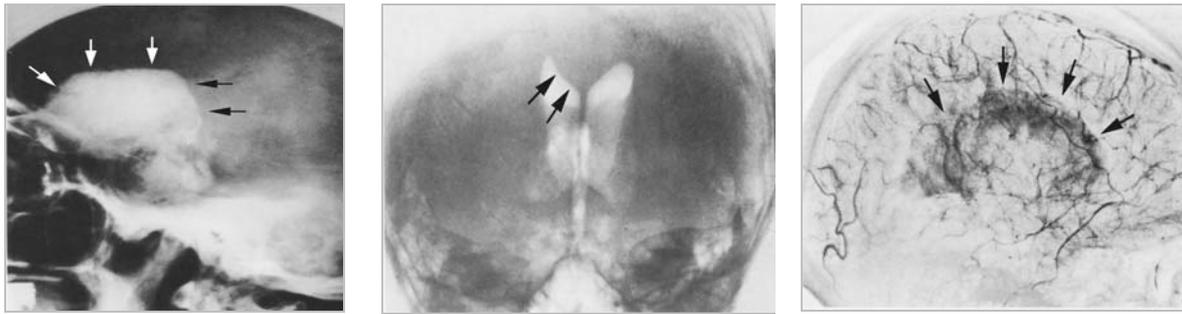


5 Diskussion

5.1 Geschichte der Neuronavigation

Seit Beginn der Neurochirurgie ist eine der größten Herausforderungen für den Chirurgen das Operationstrauma bei intrakraniellen Eingriffen, d.h. die Zerstörung von Hirngewebe, so gering wie möglich zu halten. Dies erfordert insbesondere bei Läsionen in eloquenten und tiefgelegenen Hirnarealen eine exakte Lokalisation des Zielpunktes und der umgebenden anatomischen Strukturen um somit den optimalen Zugangsweg, und damit ein schonendes und funktionserhaltendes operatives Vorgehen, planen zu können.

Vor der Entwicklung der modernen Röntgen- und Schnittbildverfahren war die Lokalisation intrakranieller Läsionen nur anhand der neurologischen Untersuchung und der topographischen Kenntnisse des Gehirns möglich. Ende des 19. Jahrhunderts führten Zernov [106] in Tierversuchen und ein Jahr später Altuchow [4] am Menschen mit Hilfe einer mechanischen Vorrichtung und anatomischer Atlanten intrakranielle stereotaktische Operationen durch. Da ihre Ergebnisse aufgrund mangelnder adäquater chirurgischer Technik unbefriedigend waren, wurde diese Technik jedoch zunächst wieder verlassen. Die Einführung der Röntgen-Nativ-Diagnostik [71] ermöglichte erstmals die Darstellung intrakranieller Strukturen. Die Lokalisation von Tumoren erfolgte durch so genannte „indirekte Zeichen“ wie die Mittellinienverschiebung der verkalkten Epiphyse oder durch Verkalkungen des Tumors selbst. (Abbildung 5.1 A). Mit der Entwicklung von Kontrastmitteln und der Pneumencephalographie [13] wurde es möglich durch Iodoventrikulographie [78] und die cerebrale Angiographie [54] Massenverschiebungen, Ventrikelkompression oder pathologische Tumorgefäße darzustellen (Abbildung 5.1 B-C) und somit die Lokalisation intrakranieller Pathologien zu verbessern.



(A) Native Röntgendarstellung eines verkalkten Tumors (Pfeile).

(B) Pneumencephalographische Bildgebung bei einem die Seitenventrikel imprimierenden Tumor (Pfeile).

(C) Cerebrale Angiographie zur Darstellung von Tumorgefäßen (Pfeile).

Abbildung 5.1 A-C:

Beispiele verschiedener radiologischer Untersuchungsverfahren zur Lokalisation intrakranieller pathologischer Veränderungen.

Diese Techniken bildeten die Grundlage für die Entwicklung der bildgestützten Operationstechniken. Horsley und Clarke setzten 1918 [35] erstmals eine Gerätschaft ein, mit der sie basierend auf einem dreidimensionalen Koordinatensystem Elektroden in den Nucleus dentatus von Affen implantierten (Abbildung 5.2). Spiegel und Wycis [80] setzten 1947 solch ein Zielgerät für Operationen am menschlichen Gehirn ein, und prägten hierfür den Begriff der „Stereotaxie“ (Abbildung 5.3). Der Begriff Stereotaxie setzt sich aus den griechischen Worten „stereo“ (=“räumlich“) und „taxonomos“ (= „anordnen“) zusammen. Mit dem Stereotaxiegerät von Spiegel und Wycis war es möglich, einen oder mehrere intrakranielle Zielpunkte mittels mathematischer Berechnung und Zuhilfenahme von Referenzpunkten der präoperativ angefertigten Bildgebung mit hoher Genauigkeit zu erreichen. Hierbei wurde zunächst ein stereotaktischer Rahmen am Kopf des Patienten befestigt und anschließend eine Pneumenzephalographie durchgeführt. Anhand dieser Aufnahmen wurden reproduzierbare Landmarken, z.B. die Glandula pinealis oder die Kontour des III. Ventrikels gewählt und mittels stereotaktischer Atlanten [74;83] die Lage intrakranieller Strukturen berechnet.

In den folgenden Jahren wurde von Talairach [83], Riechert und Munding [66], sowie Leksell [48] die Stereotaxie mittels eigener Systeme und dazugehöriger Atlanten des menschlichen Gehirns weiterentwickelt. Hierbei stellte besonders das von Leksell (Abbildung 5.4) entwickelte bogenzentrierte Stereotaxiesystem einen großen Fortschritt dar, da es Veränderungen des Trajektorienwinkels ermöglichte. Diese

Systeme arbeiteten bereits mit hoher Präzision und Zuverlässigkeit, und bildeten die Grundlage der heute gebräuchlichen Stereotaxiesysteme.

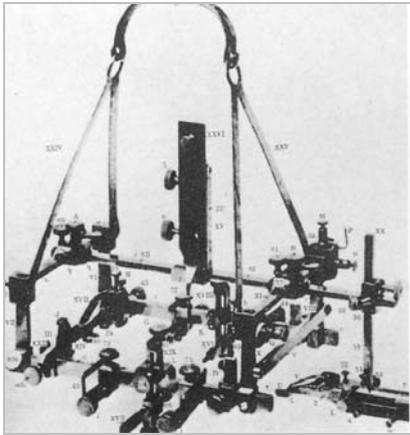


Abbildung 5.2:
Ortungs-Gerät von Horsley und Clarke um 1908.

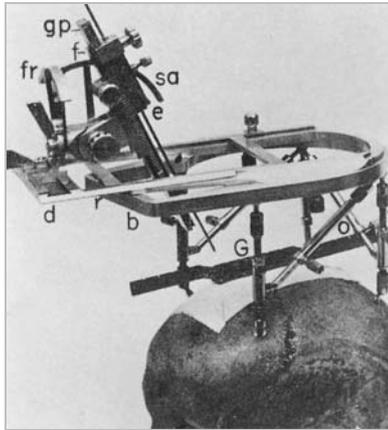


Abbildung 5.3:
Stereotaxie-Gerät von Spiegel und Wycis um 1947.

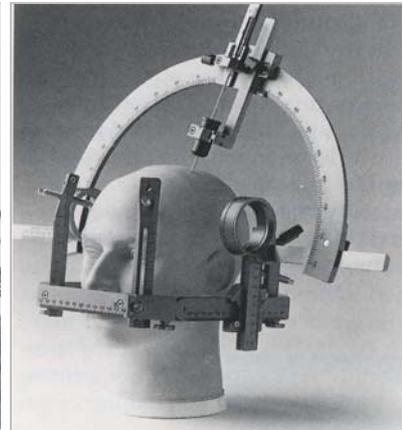


Abbildung 5.4:
Bogenzentriertes Stereotaxie-System nach Leksell.

Die Entwicklung der Computertomographie [36] und der Magnetresonanztomographie [12] in den 70er und 80er Jahren ermöglichte erstmals die direkte Abbildung intrakranieller Strukturen und deren pathologischen Veränderungen. Diese neuen radiologischen Verfahren fanden schnell bei stereotaktischen Operationen Anwendung [9;24;27;49] (Abbildung 5.5). Es war nunmehr durch die Integration von CT und MRT-Aufnahmen möglich, sich an individuellen anatomischen Strukturen zu orientieren und an ihnen den Eingriff zu planen.



Abbildung 5.5: Stereotaxie-System zur Verwendung von CT-Daten nach Brown, Roberts und Wells.

Die rapiden Fortschritte der Computertechnologie mit der Entwicklung hochleistungsfähiger Computer, machten eine Weiterverarbeitung der präoperativ angefertigten CT und MRT-Datensätze und damit eine dreidimensionale Rekonstruktion möglich. Durch die Integration dieser Daten in das Koordinatensystem des Stereotaxiegerätes konnte die Planung des operativen Zugangs am Computer erfolgen [40]. Diese Systeme bildeten die Grundlage für die Entwicklung rahmenloser computergestützter Stereotaxiesysteme. Roberts et al. [67] stellten 1986 erstmals ein System vor, welches rahmenlos nur durch Messung von Referenzpunkten (anatomischen Landmarken) und deren korrelierenden Punkten der präoperativen Bildgebung eine intraoperative Ortung von Instrumenten und intrakraniellen Strukturen ermöglichte. Watanabe [93] prägte 1987 in der Beschreibung eines rahmenlosen Stereotaxiesystems den Begriff „Neuronavigation“.

Unter Neuronavigation versteht man also die Lokalisation von Punkten in einem dreidimensionalen Koordinatensystem mittels Vergleich der Koordinaten mit einem präoperativen Datensatz. Hierzu muss der Computer sowohl die Koordinaten verschiedener Punkte (Landmarken) im präoperativen Datensatz, als auch im dreidimensionalen Koordinatensystem (dem Operationssitus) vergleichen. Nach dem Abgleich beider Koordinatensysteme kann die Lage und Position von Zeigeinstrumenten im Operationssitus ermittelt, und auf dem Bildschirm des Navigationssystems visualisiert werden. Neuronavigationssysteme bestehen also aus einem Zeigeinstrument (Pointer), dessen Lage im virtuellen Koordinatensystem präzise und kontinuierlich gemessen werden kann, einer Messvorrichtung welche die Position des Pointers bestimmt und in digitaler Form an den Computer weitergibt (Digitalisierer), und einer PC-Workstation zur Visualisierung des Bilddatensatzes und Berechnung beider Koordinatensysteme. Alle in den vergangenen Jahren entwickelten und kommerziell erhältlichen Neuronavigationssysteme basieren auf diesem Prinzip, jedoch unterscheiden sie sich in der Art der Lokalisation der Landmarken und Zeigeinstrumente.

Die ersten Neuronavigationssysteme waren gelenkarmbasierte Systeme [92;93], d.h. die Lage des Zeigeinstrumentes, hier die Spitze eines Gelenkarmes, wird über die Winkelstellung der Gelenke des mechanischen Armes gemessen, digitalisiert und der PC-Workstation zugeführt welche daraus die exakte Position der Gelenkarmspitze im Bilddatensatz anzeigen kann. Da die Verwendung eines Gelenkarms aufgrund der festen Fixierung am Operationstisch unhandlich und platzeinnehmend ist, wurde

infolge eine Vielzahl von zeigerbasierten Systemen entwickelt. Die Lagebestimmung des Pointers erfolgt bei diesen Systemen über optische, sonographische oder elektromagnetische Messverfahren.

5.2 Funktionsweise verschiedener Navigationssysteme

Neuronavigationssysteme bestehen aus einem im Operationssitus exakt zu lokalisierendem Zeiginstrument (Pointer), einem System welches die Position des Pointers misst und digitalisiert und einem Computer für die Registrierung des physikalischen mit dem virtuellen Raum.

In den vergangenen Jahren ist eine Vielzahl verschiedener kommerziell erhältlicher Neuronavigationssysteme entwickelt worden. Im wesentlichen unterscheidet man gelenkarmbasierte Systeme von zeigerbasierten Systemen, (Abbildung 5.6) welche sich wiederum in der Art der Lokalisation des Zeiginstrumentes unterscheiden. Das folgende Kapitel soll einen Überblick über die Arbeitsweise dieser verschiedenen Systeme geben.

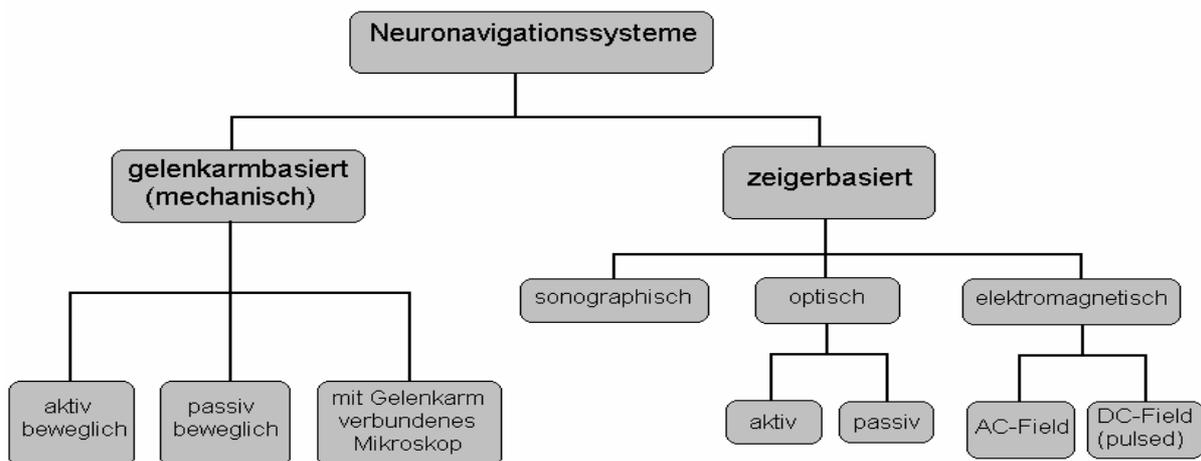


Abbildung 5.6: Übersicht über die Funktionsweise verschiedener Neuronavigationssysteme.

5.2.1 Mechanische (gelenkarmbasierte) Systeme

Mechanische Neuronavigationssysteme bestehen aus Gelenkarmen an deren Ende ein chirurgisches Instrument oder eine Sonde befestigt ist. Die Positionsbestimmung der Spitze erfolgt über die Winkelstellung der Gelenke. Die so ermittelten Koordinaten werden digitalisiert und an den Navigationscomputer weitergegeben.

Ein mechanisches (gelenkarmbasiertes) Neuronavigationssystem wurde erstmals 1986 von Watanabe et al. [92;93] vorgestellt. Der „Neuronavigator“ basiert auf einem mechanischen Arm mit 6 Gelenken und sechs Freiheitsgraden, einem Röntgenbildscanner und einem 16-bit Mikroprozessor-Computer (Intel 80286 personal computer) (Abbildung 5.7). Jedes Gelenk ist mit einem Potentiometer ausgestattet, welches die Spannung in Proportion zur Winkelstellung des Gelenkes misst und an einen analog / digital Konverter weitergibt, welcher die Gelenkstellung in digitale Koordinaten umsetzt und an den Computer weiterleitet. Der Neuronavigator kann so präzise die Koordinaten der Gelenkarmspitze errechnen. Präoperativ werden am Patienten 3 Marker (Fiducials) (metallische Marker für CT-Navigation, und mit einer ölhaltigen Flüssigkeit gefüllte Marker für MRT-Navigation) an Nasion und beiden Tragi befestigt, und cCT-Bilder mit einer Schichtdicke von 10mm angefertigt. Anschließend werden die cCT-Bilder mittels eines Scanners oder einer Videokamera digitalisiert und zur PC-Workstation übertragen. Im Operationssaal wird nach Lagerung des Patientenkopfes in der Kopfhalterung die Registrierung des physikalischen mit dem virtuellen Raum durchgeführt. Hierzu werden zunächst die Koordinaten der Fiducials mit der Spitze des Gelenkarmes eingemessen, und anschließend die Fiducials in den CT-Aufnahmen mit der Mouse markiert. Nach erfolgreicher Registrierung wird die Position der Spitze durch ein Fadenkreuz in den CT-Bildern auf dem Computerbildschirm angezeigt und ermöglicht so die Orientierung im Operationssitus. Watanabe gibt für die Genauigkeit des „Neuronavigator“ bei Messungen am Phantom einen mittleren Fehler mit einer Standardabweichung von 1,33 mm an [92].

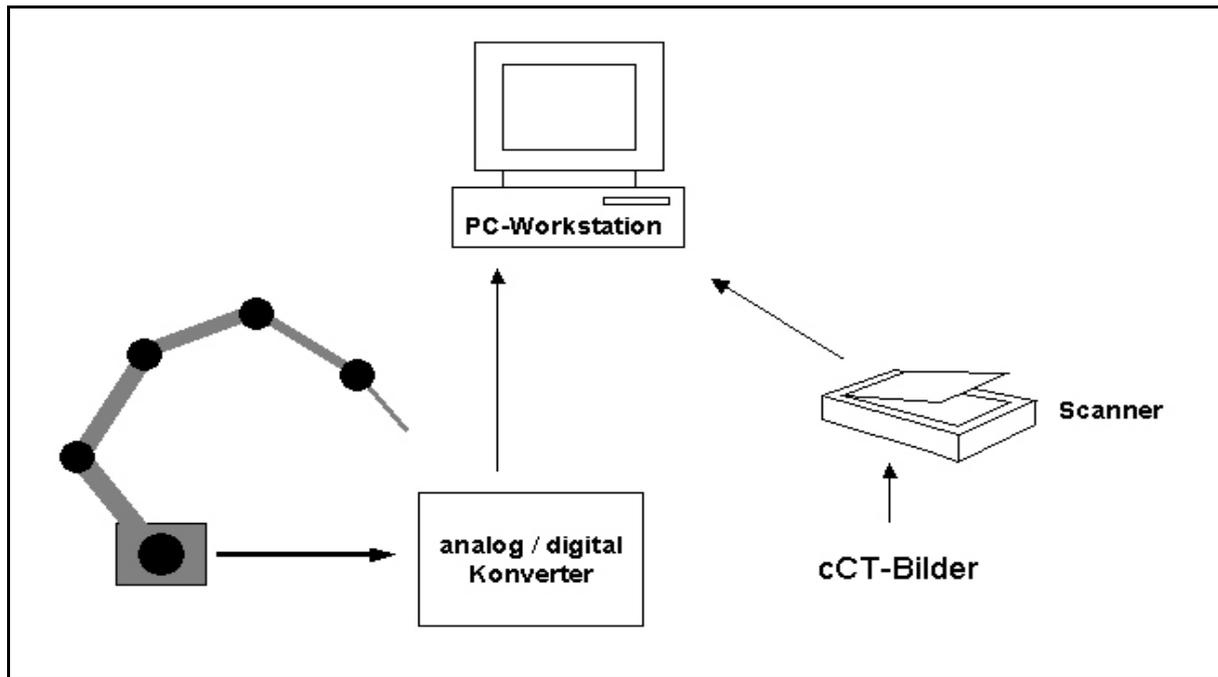


Abbildung 5.7: Schematische Darstellung der Komponenten eines mechanischen Neuronavigationssystems

Beim „ISG Viewing Wand System“ (ISG Technologies, Inc. Mississauga, Ontario, Canada) einem weiteren gelenkbasierten System findet ebenfalls ein Arm mit sechs Gelenken und sechs Freiheitsgraden Verwendung. Die Positionsbestimmung der Instrumentenspitze erfolgt auch hier über die Stellung der einzelnen Gelenke, welche mittels eines Elektrogoniometers gemessen werden und so die Position der Instrumentenspitze 30 mal pro Sekunde errechnet wird. Als Bildgebung werden sowohl CT- (3mm Schichtdicke) als auch MRT-Datensätze (2mm Schichtdicke) verwendet und in digitaler Form mittels eines Magnetdatenträgers auf das System gebracht. Eine 3D-Software ermöglicht hier die Betrachtung der drei orthogonalen Schnittebenen, wie auch eine 3D-Rekonstruktion der Oberfläche. Golfinos [25] veröffentlichte 1995 eine Studie mit 325 Patienten die mit dem „ISG Viewing Wand System“ operiert wurden, wobei das System zur Inzisionsplanung, Kraniotomieplanung und Tumorlokalisierung prä- und intraoperativ benutzt wurde. Die Registrierung erfolgte mit anatomischen Landmarken und Fiducials, wobei nur die genauere Registrierung, d.h. nur Landmarken oder nur Fiducials, verwendet wurden. Die Autoren berichten, dass die Arbeitsgenauigkeit des Systems bei 82% der CT-gestützten Navigationen unter 2 mm, und bei MRT-gestützten Navigationen in 92% unter 2 mm liegt. Eine weitere Auswertung von 1112 Fällen ergab für das ISG Viewing Wand System einen mittleren Fehler der Arbeitsgenauigkeit von 1,86 mm [47]. Weiterhin zeigte

sich, dass die Registrierung mit Fiducials bessere Ergebnisse lieferte als das Einmessen mit anatomischen Landmarken.

Neben den oben beschriebenen passiven mechanischen Systemen, sind aktive Gelenkarme, sogenannte Roboterarme, zur Biopsie und Implantation von Elektroden entwickelt worden. Bereits 1987 beschrieb Benabid [7] ein Stereotaxie-Roboter-System, bei dem ein Computer anhand der CT- und MRT-Daten die Trajektorienplanung ausführt und einen Industrieroboter steuert. Auch andere Systeme wie das „I-MARL robotic navigation system“ [86], und der „NeuroMate stereotactic robot“ [51;87] verwenden einen aktiven Gelenkarm, die Positionsbestimmung erfolgt jedoch mittels optischer, elektromagnetischer oder sonographischer (Ultraschall) Digitalisierung.

In der klinischen Anwendung haben sich gelenkarmbasierte Neuronavigationssysteme als zuverlässige und präzise Werkzeuge, mit unkomplizierter Handhabung gezeigt. Als großer Nachteil erwies sich jedoch die starre Fixierung der zum Teil großen Gelenkarme am Operationstisch, welche den Operationssitus und die Verwendung anderer Instrumente deutlich einschränken.

5.2.2 Ultraschall-Systeme

Ultraschallbasierte Neuronavigationssysteme nutzen die Schallgeschwindigkeit zur Lokalisierung des Zeigeinstruments im Operationssitus. Hierzu werden Instrumente benutzt die ein Ultraschallsignal aussenden, welches von wenigstens drei räumlich angeordneten Mikrofonen empfangen wird. Aus den unterschiedlichen Zeitpunkten an denen die Signale von den Mikrofonen empfangen werden, kann mittels eines Computers die exakte Position des Instrumentes errechnet werden.

Das erste ultraschallbasierende Neuronavigationssystem wurde 1986 von Roberts et al. [67] beschrieben. Grundlage des Systems ist die Projektion von CT-Daten in das Operationsmikroskop und dessen Positionsbestimmung mittels gepulsten Ultraschallsignalen. Das System besteht aus drei y-förmig angeordneten Ultraschallimpulsgebern welche fest am Operationsmikroskop befestigt werden. Als Signalempfänger dienen vier räumlich über dem Operationssitus angeordnete Mikrofone. Die

Signalgeber senden ein gepulstes Ultraschallsignal aus, welches von mindestens drei der Mikrofone empfangen werden muss. Die Mikrofone müssen hierzu weniger als 250 cm vom Impulsgeber entfernt sein. Aus dem verzögerten Eintreffen der Signale an den Mikrofonen kann das System die Koordinaten des zu lokalisierenden Punktes errechnen. Zur Datenerhebung werden am Patientenkopf wenigstens drei Punkte markiert, an denen für die Erhebung des CT-Datensatzes Fiducials befestigt werden. Die CT-Daten werden mittels eines Magnetbandes auf einen Computer mit Radiotherapieplanungssoftware (GE RT Plan I System) überspielt. Hier werden in den für die Operation relevanten Schichten, die Fiducials und die Konturen des Tumors markiert und auf den Navigationscomputer übertragen. Intraoperativ fungiert der Focuspunkt des Operationsmikroskops als Zeigeinstrument. Nach Installation der Ultraschallsignalgeber und Empfänger sowie der Kalibrierung des Systems werden die markierten Punkte am Patientenkopf mit dem Mikroskop angefahren und so deren Koordinaten errechnet. Das System errechnet nun die Transformationsmatrix, anhand der die Position des Mikroskops in Relation zu den CT-Daten berechnet werden kann. Nach der Registrierung werden die vorher markierten Konturen des Tumors mittels einer Kathodenstrahlröhre in das Bild des Mikroskops projiziert. Wird intraoperativ eine neue optische Achse gewählt, ist eine erneute Kalibrierung des Focuspunktes notwendig. Unter Laborbedingungen geben die Autoren für dieses System eine Genauigkeit von 0,7 bis 6 mm an, wobei ein mittlerer Fehler von unter 2 mm angegeben wird. In der klinischen Anwendung geben die Autoren in einer Studie mit 17 Fällen [69] die mittlere Arbeitsgenauigkeit mit 3,5 bis 6,5 mm an.

Zweifel und Reinhardt [64] beschrieben 1990 ein System, das als Impulsgeber gepulste Ultraschallsignale mit einer Frequenz von 50-70 kHz aussendet. Empfangen werden diese durch vier in ihrer Anordnung genau definierte Mikrofone welche fest an der Kopfhalterung befestigt sind. (Abbildung 5.8). Aus der Laufzeit der Schallimpulse zum Mikrofonareal wird mittels eines Computers die Instrumentenposition bestimmt. Parallel zur Positionsbestimmung wird die Laufzeit eines Referenzimpulses gemessen, um so die Variabilität der Schallgeschwindigkeit in die Messung einfließen zu lassen. In Labormessungen ohne Konvektion der Raumluft ließ sich mit diesem System eine Meßgenauigkeit von +/- 0,5 mm erreichen. Bei vorhandener Konvektion (durch Thermik oder Bewegung) verringert sich jedoch die Messgenauigkeit auf +/- 3 mm.

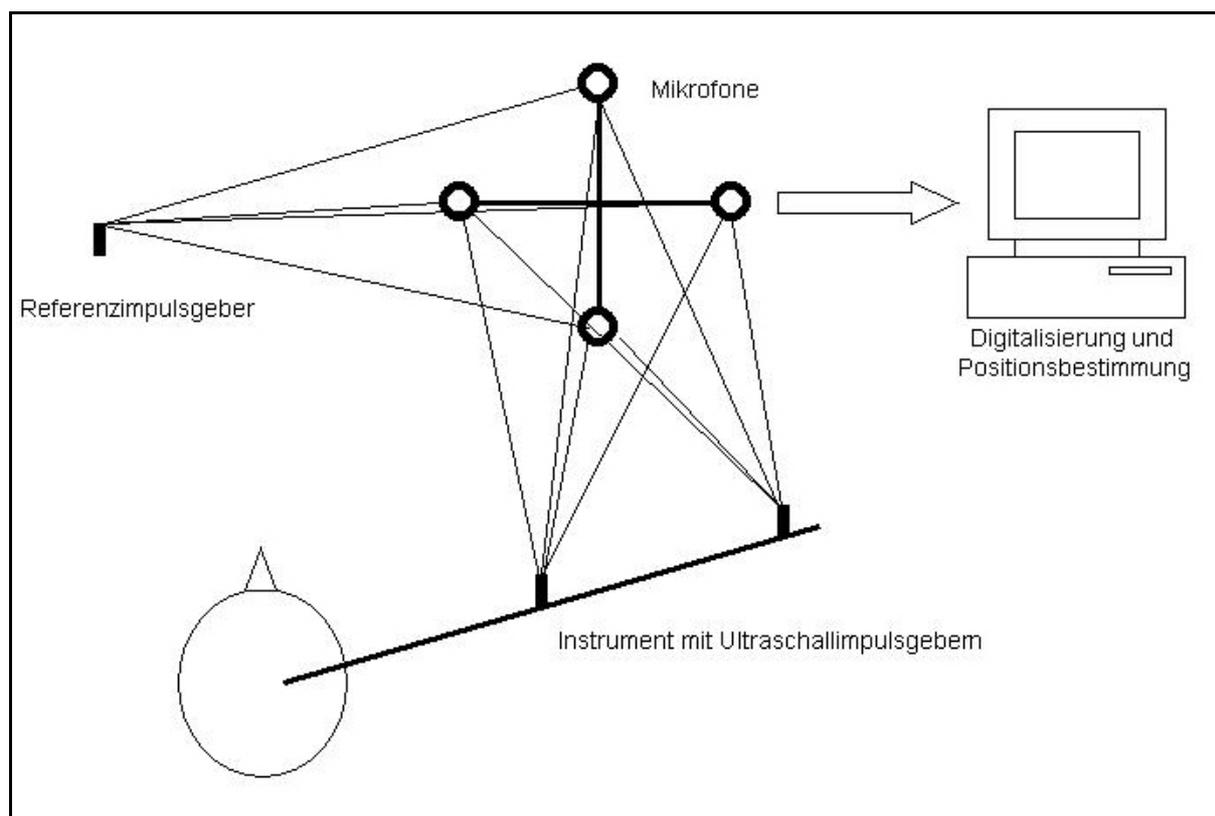


Abbildung 5.8: Schematische Darstellung der Komponenten eines ultraschallbasierten Neuronavigationssystems.

Ein weiteres ultraschallbasiertes Navigationssystem wurde 1993 von Barnett et al. [5] beschrieben. Benutzt wird hier ein Rahmen von vier Mikrofonen welcher fest am Operationstisch befestigt ist. Als Signalgeber fungiert ein Zeigeinstrument an dem zwei Ultraschallimpulsgeber befestigt sind. Als Bilddaten werden CT-Bilder mit einer Schichtdicke von 3mm oder MRT-Bilder mit einer Voxelgröße von 2mm verwendet. In einer Serie von 52 Kraniotomien wird das Gerät als nützlich für die Planung und Reduktion der Kraniotomiegröße beschrieben. Bei 16 Patienten wurde als interne Kontrolle ein Stereotaxierahmen parallel verwendet, wobei sich eine maximale Abweichung der Zielpunkte von 3mm im Vergleich beider Systeme findet.

Ultraschallbasierte Systeme zeigen sich in punkto Handlichkeit den gelenkarmbasierten Systemen überlegen, da sie jedoch die Positionsbestimmung anhand der Schallgeschwindigkeit errechnen zeigen sie sich sehr anfällig für äußere Einflüsse. Die Schallgeschwindigkeit variiert mit der Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Luftbewegung. Weiterhin beeinflussen Geräusche, Echos und Bewegungen die akustische Positionsbestimmung der Instrumente. Da diese Faktoren innerhalb eines Operati-

onssaales nicht, oder nur zum Teil, zu eliminieren sind liegt hier ein grosser Nachteil der akustischen Navigationssysteme. Ein Ansatz diese Faktoren zu umgehen ist der Einsatz von optischen Systemen, da die Lichtgeschwindigkeit im Gegensatz zur Schallgeschwindigkeit nicht den oben genannten Einflussfaktoren unterworfen ist. Im Folgenden werden verschiedene optische Systeme beschrieben.

5.2.3 Aktive optische Systeme

Zamorano beschrieb 1994 [105] ein Navigationssystem welches zur Positionsbestimmung im Raum Infrarotsignale verwendet. Das System besteht aus einem Kameraarm in dem sich drei CCD Kameras befinden, einer Referenz, welche an der Kopfhalterung befestigt wird und mittels LED Markern infrarote Lichtimpulse aussendet, und einem mit 24 LED Markern versehenen Instrumentenaufsatz für Biopsienadeln, Koagulationspinzetten und weitere Instrumente. Nach erfolgter Bildgebung (CT oder MRT) und Einspannen des Patientenkopfes in der Kopfhalterung, wird die Referenz an der Kopfhalterung befestigt und das System kalibriert. Nach Referenzierung der Lage des Patientenkopfes mit dem Bilddatensatz, kann das System anhand der zu unterschiedlichen Zeitpunkten von den CCD Kameras empfangenen Infrarotimpulse, die Lage des Patientenkopfes und die Position der mit dem Instrumentenaufsatz versehenen Instrumente berechnen und auf dem Systemmonitor darstellen. Zur korrekten Positionsbestimmung müssen wenigstens 3 der 24 Marker des Instrumentenaufsatzes von den Kameras erfasst werden. Zamorano et al. geben für die Messgenauigkeit des Systems 0,1 mm in einem Operationsvolumen von 1 x1 m bei 2 m Entfernung zum Kameraarm an. Angaben über die Genauigkeit des Systems im klinischen Einsatz werden leider nicht gemacht.

Ein weiteres aktives optisches System wurde 1996 von Roessler et al. [70] beschrieben. Das „Easy Guide Neuro“ (Philips Medical Systems) verwendet zwei CCD Kameras welche fest an beiden Seiten des Operationstisches angebracht werden, nach Fixierung des Patientenkopfes ist so die simultane Bewegung von Kameras und Operationstisch gewährleistet. Als Zeigeinstrument wird ein kabelloser Pointer mit drei Leuchtdioden verwendet. Als Bildgebung werden am Vortag der Operation angefertigte CT-Datensätze (3 mm Schichtdicke) oder MRT-Datensätze (1,5 mm Schichtdi-

cke) mit entsprechenden Markern verwendet. Nach Datenregistrierung im Operationssaal kann das System die Koordinaten der Pointerspitze anhand der von den Dioden ausgesendeten und den Kameras empfangenen Lichtsignale errechnen und am Systemmonitor darstellen (Abbildung 5.9).

Für die 40 mit dem System operierten Fälle geben die Autoren eine Registrierungs-
genauigkeit (als root mean square error) von 3,4 mm für die kranielle Navigation und
14,4 mm für die spinale Navigation an.

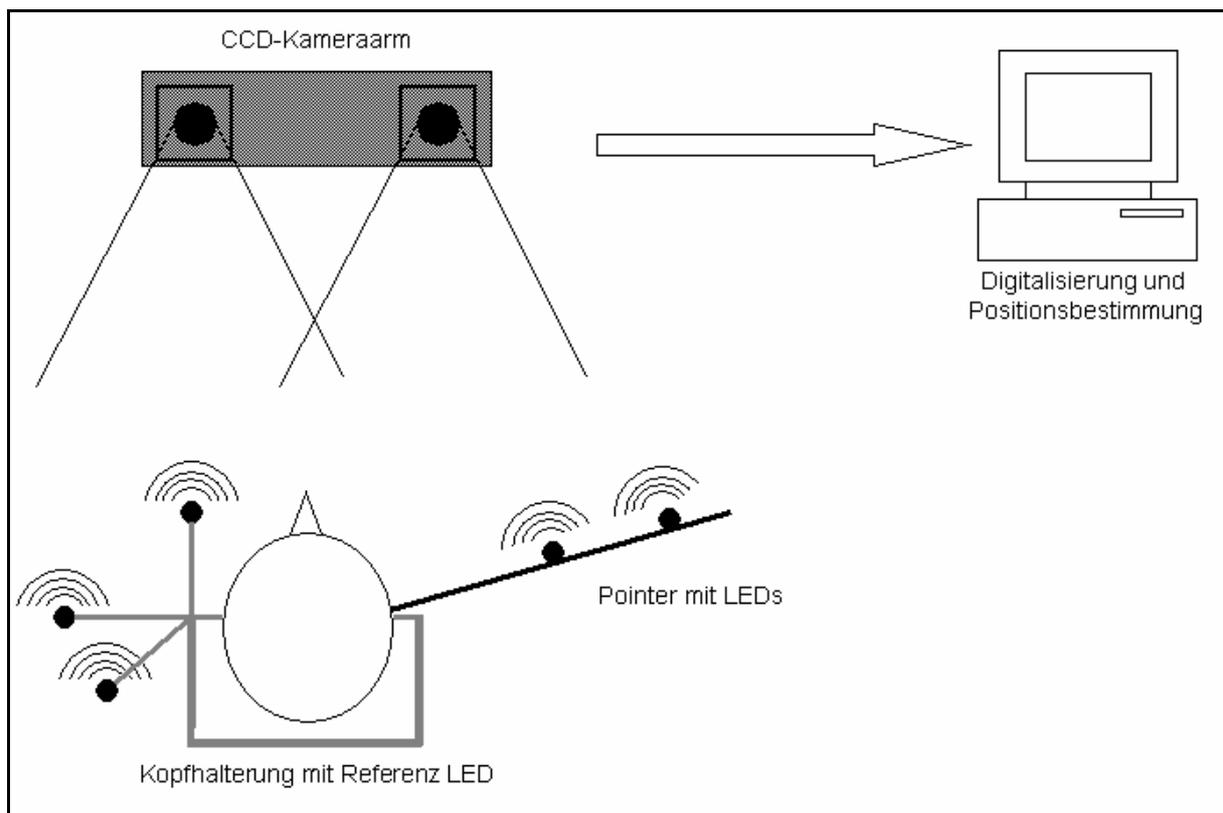


Abbildung 5.9: Schematische Darstellung der Komponenten eines aktiven optischen Neuronavigationssystems.

5.2.4 Passive optische Systeme

Passive optische Systeme unterscheiden sich von aktiven optischen Systemen darin, dass die optischen Signale vom Kameraarm ausgesendet werden, und von reflektierenden Sphären, welche an Instrumenten und an der Kopfhalterung befestigt sind, zurückgesendet und von den CCD- Kameras empfangen werden (Abbildung 5.10).

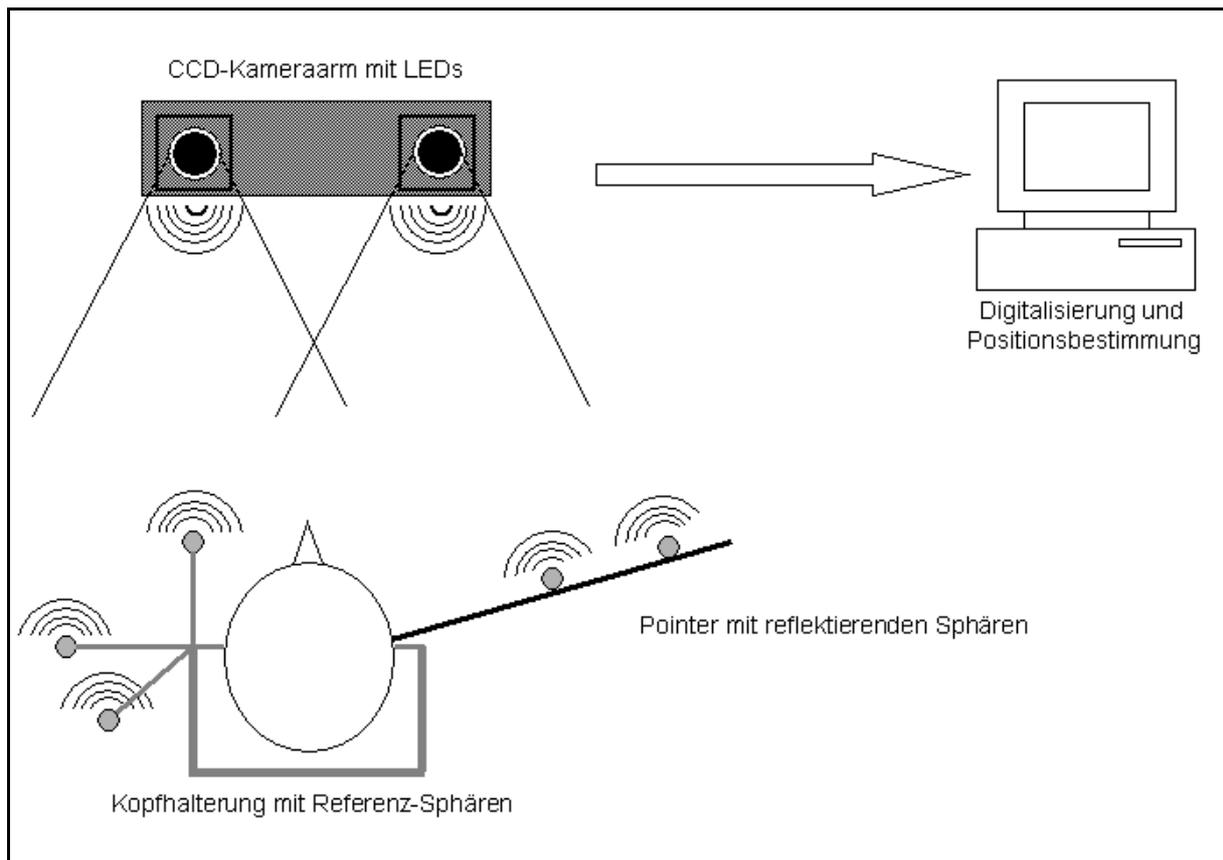


Abbildung 5.10: Schematische Darstellung der Komponenten eines passiven optischen Neuronavigationssystems.

Ein solches passives optisches System wurde von Gumprecht et al. 1999 [30] beschrieben. Das BrainLab VectorVision[®] Navigationssystem (BrainLab AG, Heimstetten, Deutschland) besteht aus zwei Kameras welche in 100cm Entfernung voneinander am Systemtrolley befestigt sind, einem Computersystem zur Digitalisierung und Berechnung der Datensätze sowie einem Referenzstern, einem kabellosen Pointer und Instrumentenadaptoren mit reflektierenden Sphären. Um die Kameras sind Dioden angeordnet, welche Infrarotimpulse aussenden. Das System errechnet die Position des Pointers oder verschiedener Instrumente anhand der von den Sphären reflektierten Infrarotimpulse und stellt diese am Systemmonitor dar. Weiterhin ist mittels eines Mikroskopaufsatzes und einer entsprechenden Schnittstelle das Einblenden der Navigationsdaten in das Operationsmikroskop möglich. Gumprecht et al. geben für eine Serie von 125 Fällen eine mittlere Referenzierungsgenauigkeit von 1,4 mm mit einem Minimum von 0,7 mm und einem Maximum von 3,2 mm an.

Optische Navigationssysteme erreichen also eine vergleichbare System- und Arbeitsgenauigkeit wie Ultraschallbasierte Systeme und zeigen sich durch das Ver-

wenden von optischen Signalen wesentlich unempfindlicher gegenüber Umwelteinflüssen. Jedoch entstehen durch die Verwendung optischer Signale auch Probleme, denn die Systeme benötigen zur kontinuierlichen Messung der Instrumentenposition freie Sichtverhältnisse zwischen Signalgeber und Empfänger. Durch sterile Abdeckungen des Operationsitus, Bewegungen des chirurgischen Personals und andere Gerätschaften im Operationssaal kann diese „Sichtlinie“ der Systemkomponenten temporär oder längerfristig unterbrochen werden, was eine Messung der Instrumentenposition unmöglich macht. Ein weiteres Problem optischer Systeme stellen Reflektionen der ausgesandten Signale und Störsignale anderer Geräte dar. Eine Lösung des „line of sight“ Problems versprechen elektromagnetische Navigationssysteme, welche im folgenden Abschnitt näher erläutert werden.

5.2.5 Elektromagnetische (sensorbasierte) Systeme

Elektromagnetische Navigationssysteme nutzen zur Positionsbestimmung einen elektromagnetischen Transmitter, welcher ein fest definiertes elektromagnetisches Feld induziert. Mit Hilfe von an Operationsinstrumenten befestigten Sensoren kann das System die Position der Instrumentenspitze im elektromagnetischen Feld berechnen und auf dem Systemmonitor visualisieren. (Abbildung 5.11). Bei den elektromagnetischen Systemen unterscheidet man zwischen Gleichstrom- (DC) und Wechselstromsystemen (AC).

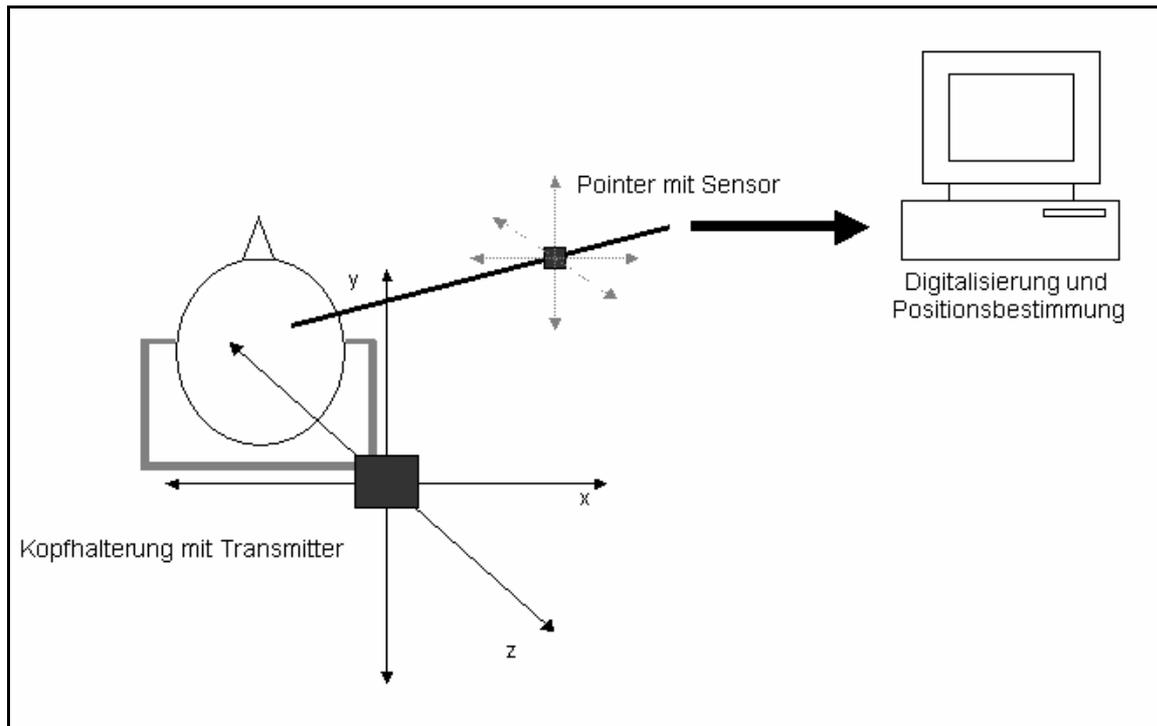


Abbildung 5.11: Schematische Darstellung der Komponenten eines elektromagnetischen Navigationssystems.

Kato et al. [39] beschrieben 1991 ein solches elektromagnetisches System. Der CANS Navigator besteht aus einem Wechselstromtransmitter der in der Kopfhaltung platziert ist, einem Sensor der an verschiedenen Instrumenten zu befestigen ist, und einem Laptop-Computer zur Digitalisierung und Visualisierung der Daten. Mit Hilfe des Sensors ist das System in der Lage innerhalb des erzeugten elektromagnetischen Feldes die Instrumentenposition in den sechs Freiheitsgraden (x, y, z , azimuth, elevation, roll) zu bestimmen. Für die Systemgenauigkeit unter Laborbedingungen geben die Autoren einen „mittleren Positionsfehler“ von 1,7 mm (max. 4,0 mm) an. Weiterhin zeigte sich, dass in der klinischen Anwendung das ferromagnetische Material im Bereich des erzeugten elektromagnetischen Feldes zu einem deutlichen Anstieg des Positionsfehlers führt.

Ein weiteres System wurde 2001 von Zaaroor et al. [104] beschrieben. Das Magellan electromagnetic navigation system (Biosense Webster, Tirat HaCarmel, Israel) besteht aus einem elektromagnetischen, an der Kopfhaltung befestigten, Transmitter und miniaturisierten Sensoren die die Position eines Instruments oder Katheters innerhalb des vom Transmitter erzeugten Magnetfelds bestimmen können. Die Genauigkeit der Positionsbestimmung dieses Systems wird von den Autoren mit einem mittleren Fehler von $0,42 \pm 0,05$ mm angegeben. Um ferromagnetische Einflüsse auf

die Navigationsgenauigkeit zu minimieren verwenden Zaaroor et al. eine Kopfhaltung aus Graphit und Titan-Pins. Zaaroor et al. geben für eine Serie von sieben Fällen einen RMS von 1,9 mm mit einem Maximum von 2,8 und einem Minimum von 1,3 mm an.

Wie bereits oben beschrieben ist ein Vorteil dieser elektromagnetischen Systeme die Unabhängigkeit von freien Sichtverhältnissen zwischen Impulsgeber und Empfänger. Hierdurch kann zum einen das Meßsystem bei Bedarf komplett steril abgedeckt werden ohne dass es zu Signalunterbrechungen kommt, zum anderen können künstliche und anatomische Landmarken auch auf der vom Operationssitus abgewandten Seite verwendet werden. Dieses ist bei intrakraniellen Eingriffen von besonderer Bedeutung, da die Anzahl und die geometrische Anordnung der eingemessenen Punkte einen direkten Einfluss auf die lokalisationspezifische Arbeitsgenauigkeit hat [14;94].

Ein großer Nachteil der mit Wechselstrom arbeitenden elektromagnetischen Systeme ist ihre Sensitivität gegenüber ferromagnetischen Einflüssen. Dies liegt daran, dass das vom Transmitter erzeugte Wechselstromfeld Interferenzen in metallischen Gegenständen der Umgebung induziert, welche zu Störungen der Positionsbestimmung führen. Dieses kann durch die Verwendung von nicht oder gering magnetischen Materialien (Karbon, Graphit, Titan, etc.) kompensiert werden, was jedoch kostenintensiv und in einem modernen neurochirurgischen Operationssaal nur schwer umsetzbar ist.

Eine Lösung dieses Problems ist die Verwendung eines gepulsten Gleichstromfeldes. Hier wird nicht wie bei Wechselstromsystemen die Feldänderung, sondern die Feldstärke gemessen. Hierzu schaltet der elektromagnetische Transmitter eine Folge von Gleichstromfeldern unterschiedlicher Stärke und Orientierung ein und aus, wobei eine Änderung der Feldstärke erfolgt. Die Änderung der Feldstärke kann von sensortragenden Instrumenten erfasst und zur Positionsbestimmung genutzt werden (Abbildung 5.12A). Wie bei den Wechselstromsystemen werden hier auch Störfelder in metallischen Objekten der Umgebung induziert, jedoch klingen diese Störfelder nach einem materialspezifischen Zeitintervall ab und sind zum Ende des Impulses nicht mehr nachweisbar. Erfolgt die Positionsmessung durch den Sensor im gleichen Im-

pusinterwall zum jeweiligen Ende des Impulses, so kann das Signal unverfälscht zur Positionsbestimmung verwendet werden (Abbildung 5.12B).

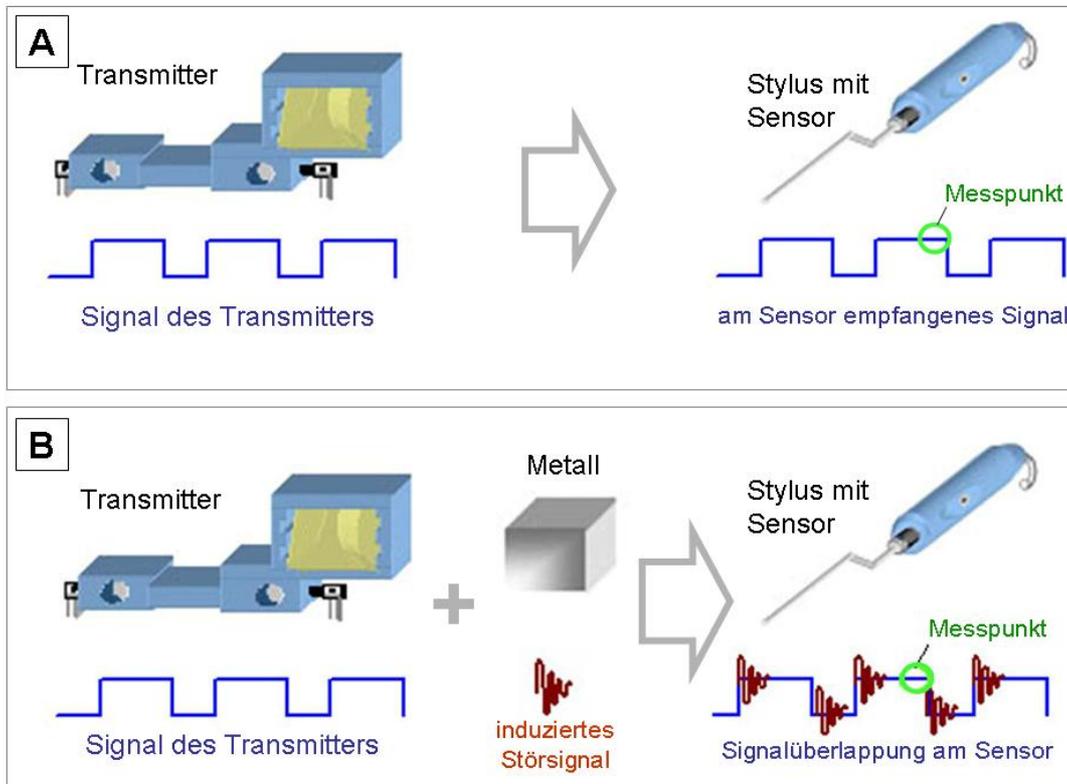


Abbildung 5.12: Messprinzip eines DC-elektromagnetischen Navigations-Verfahrens (A) ohne und (B) mit induziertem Störsignal durch metallische Objekte im Bereich des Operationssitus.

Dieses Messprinzip ermöglicht die zuverlässige Anwendung in der Umgebung hochlegierter Stähle, Titan oder Aluminium wie sie in heutigen modernen Operationssälen verwendet werden. Ein auf diesem Messprinzip basierendes elektromagnetisches Navigationssystem ist als Gegenstand dieser Arbeit in Kapitel 3 ausführlich beschrieben worden.

Die unten aufgeführte Tabelle gibt noch einmal einen Überblick über die Vor- und Nachteile, sowie die angegebenen Arbeitsgenauigkeiten der zuvor beschriebenen Neuronavigationssysteme.

	verwendetes System	Vorteile	Nachteile	publizierter Fehler
mechanische Systeme	Neuronavigator	leichte Handhabung, gute Messgenauigkeit	starre Fixierung am OP-Tisch in Nähe des OP-Situs	1,33 mm mittlerer Fehler der Standardabweichung (Phantommessungen)
	ISG Viewing Wand System			1,86 mm mittlerer Fehler der Arbeitsgenauigkeit
Ultraschall-Systeme	Roberts*	keine Einschränkung des OP-Situs	Ungenau, da Schallgeschwindigkeit abhängig von Umweltfaktoren (Temperatur, Konvektion, etc.)	3,5 – 6,5 mm (mittlere Arbeitsgenauigkeit)
	Zweifel und Reinhardt*			+/- 3mm Messgenauigkeit
optisch-aktive Systeme	Zamorano*	keine Einschränkung des OP-Situs, Unabhängig von Umwelteinflüssen	Stromversorgung für Referenz und Pointer notwendig, „line of sight“-Problem	Messgenauigkeit des Systems 0,1 mm (keine Angaben über klinischen Einsatz)
	Easy Guide Neuro			Registrierungsgenauigkeit 3,4 mm
optisch-passive Systeme	BrainLab VectorVision	keine Einschränkung des OP-Situs, Unabhängig von Umwelteinflüssen, keine Stromversorgung für Referenz und Pointer notwendig	doppelter Signalweg, „line of sight“-Problem	1,4 mittlere Referenzierungsgenauigkeit (min. 0,7 mm – max. 1,4 mm)
elektromagnetische Systeme	Magellan	Kein „line of sight“-Problem, gute Messgenauigkeit	Anfällig für ferromagnetische Störungen	rms 1,9 (min. 1,3 mm – max. 2,8 mm)
	Acciss II			rms 1,77 (min. 0,27 – max. 3,8 mm)

(*)= Angabe des Erstautors, da Systemname unbekannt

Tabelle 5.1: Tabellarische Aufstellung der vorbeschriebenen Navigationssysteme.

5.3 Anwendung des Acciss II™ Neuronavigationssystems

Das E.N.S. wurde im Rahmen dieser Arbeit in 128 kraniellen Operationen angewendet. Das System konnte in 124 der 128 Fälle erfolgreich eingesetzt werden. In zwei Fällen konnte aufgrund von Dislokationen der künstlichen Landmarken keine Bilddatenregistrierung erfolgen, in einem weiteren Fall konnte aufgrund eines Systemfehlers der Systemsoftware keine Navigation erfolgen. Im vierten Fall wurde das System zur stereotaktischen Implantation von Stimulationselektroden bei Morbus Parkinson verwendet. Es zeigte sich jedoch dass aufgrund von Interferenzen des Stereotaxierahmens keine valide Navigation möglich war.

Als Maß für die Genauigkeit eines Navigationssystems können eine Vielzahl an Messfehlern berechnet werden. Hier herrscht in der publizierten Literatur eine starke Inhomogenität, welche bereits in den Genauigkeitsangaben der zuvor beschriebenen

Navigationssysteme deutlich wird. Als Angabe für die Systemgenauigkeit werden in der Literatur Begriffe wie „accuracy of localization“ [92;93], „accuracy of registration“ [25], „mean accuracy“ [67], „mean application accuracy“ [70], „mean reference accuracy“ [30], „root mean square error (RMSE) [31], „registration error“ [23], „mean error value“ [55] und viele mehr verwendet. Die Inhomogenität dieser Angaben erschwert die Vergleichbarkeit verschiedener Navigationssysteme.

Als Lösung hierfür hat sich in den letzten Jahren die von Maurer, West und Fitzpatrick vorgeschlagene Nomenklatur (FLE, FRE und TRE) zur Fehleranalyse von Navigationssystemen [21;22;94], welche auch in dieser Arbeit verwendet wird, durchgesetzt (siehe Kapitel 3.4.4.3).

Der Mittelwert des Fiducial registration Error (FRE) bei den 124 erfolgreichen Bilddatenregistrierungen des Acciss II™ Neuronavigationssystems liegt bei 1,73 mm +/- SD, und ist somit vergleichbar mit den in der Literatur publizierten Werten anderer Navigationssysteme [30;31;55;64;69;70;91;104].

Das Haupteinsatzgebiet des Acciss II™ Neuronavigationssystems war mit 52 der 128 Fälle die **Bestimmung des Zielpunktes und des Zugangsweges**. Da sich die heutigen Navigationssysteme, wie in dieser Arbeit beschreiben, aus der rahmenbasierten Stereotaxie entwickelt haben, stellt dieses Einsatzgebiet gewissermaßen die Grundfunktion jeder rahmenlosen Navigation dar. Hauptindikation sind hierbei meist kleine subcortical gelegene Läsionen, z.B zerebrale Metastasen [31;70;72] oder Gefäßanomalien [26;95]. In dieser Arbeit handelte es sich in 24 Fällen (46,16%) um zerebrale Metastasen, Kavernome und Arteriovenöse Malformationen waren in 8 der 52 Fälle (13,46%) Grund der Operation.

Direkt verwandt mit der Bestimmung des Zielpunktes und des Zugangsweges ist die Verwendung rahmenloser Stereotaxiesysteme für **navigationsgestützte Biopsien**. Bereits 1999 publizierten Barnett et al. [6] eine Studie mit 200 navigierten Biopsien mit einer Diagnoserate von 96,3 %. Raabe et al. [63] und Woodworth et al. [101] konnten zeigen, dass bei supratentoriellen Läsionen ab 10mm Durchmesser die Diagnoserate der navigierten Biopsien mit der stereotaktischer Biopsien vergleichbar ist. Doward et al. [16] verglichen in ihrer Studie aus dem Jahre 2003 76 Fälle navi-

gierter Biopsien mit 79 Fällen stereotaktisch geführten Biopsien, und konnten zeigen das es bei den Fällen navigierter Biopsien die Zeit der Patienten auf der Intensivstation sowie der Krankenhausaufenthalt signifikant kürzer war als bei den Patienten mit stereotaktisch geführten Biopsien.

In dieser Arbeit wurde das E.N.S. in 13 Fällen zur Entnahme navigations-gestützter Biopsien verwendet. Das mittlere Volumen der biopsierten Läsionen betrug $6,92 \text{ cm}^3$ (Minimum: $1,60 \text{ cm}^3$). In allen 13 Fällen konnte eine vorläufige Diagnose im intraoperativen Schnellschnitt gestellt werden. In 2 der 13 Fälle kam es nach endgültiger histopathologischer Aufarbeitung der Präparate zu einer Änderung der Diagnose. Komplikationen wie Wundheilungsstörungen oder intraparenchymatöse Blutungen konnten in keinem der Fälle beobachtet werden.

Ein weiteres Haupteinsatzgebiet in dieser Arbeit war die **funktionelle Navigation**. In 41 der 128 Fälle wurde die Navigation bei Operationen von Läsionen in der Nähe kortikaler Funktionsareale in Kombination mit funktioneller Bildgebung und neurophysiologischer Untersuchungstechniken verwendet. Studien zeigten, dass durch die Integration dieser Techniken in die Neuronavigation das neurologische Outcome der Patienten sowie das Resektionsausmaß optimiert werden kann [65;89]. Eine weitere Möglichkeit der Lokalisation funktioneller kortikaler Areale ist die funktionelle Bildgebung mittels Positronenemissionstomographie (PET), Single Positron Emission Computed Tomographie (SPECT) und die funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) [44;62;73]. Durch die Lokalisation von funktionellen Arealen oder Bahnsystemen (fiber tracking), und deren Integration in den präoperativen Bilddatensatz können Operationen in diesen Bereichen mit erhöhter Sicherheit durchgeführt werden [59]. In dieser Arbeit wurde in 21 der 41 Fälle zur Lokalisation des Sulcus centralis eine Kombination aus SEP-Phasenumkehr und Monopolarer Kortex Simulation verwendet. In allen 21 Fällen konnte der Sulcus centralis eindeutig lokalisiert werden. In weiteren 21 Fällen wurden das intraoperative neurologische Monitoring und präoperative fMRT-Daten mit den 3D-Navigationsbilddaten fusioniert. Hierbei zeigte sich in 16 der 21 Fälle eine Abweichung des mittels IOM ermittelten motorischen Areals zum dem mittels fMRT ermittelten korrespondierenden Areal von bis zu 27,5mm. Dieses entspricht den Ergebnissen von Krishnan et al. [44] die bei einer Entfernung der zu operierenden Läsion von weniger als 10 mm zum dem mittels fMRT ermittelten Funk-

tionsareal, den Einsatz des intraoperativen neurophysiologischen Monitorings empfehlen.

In 5 weiteren Fällen dieser Arbeit wurde das E.N.S. für Eingriffe im Bereich des motorischen Sprachzentrums in Kombination mit fMRT-Bilddaten eingesetzt. In allen 5 Fällen konnte die Sprachfunktion erhalten oder verbessert werden.

Der Einsatz von Navigationssystemen zur **Bestimmung des Resektionsausmaßes** ist in der Literatur vor allem für die Gliomchirurgie [17;45;96] und Epilepsiechirurgie [11;57;60;103] beschrieben. Kurimoto et al. [45] konnten in Ihrer Studie aus dem Jahre 2004 zeigen, dass eine totale Tumorsektion supratentorieller Gliome mit Hilfe der Navigation in 64,3 % der Fälle erreicht werden konnte. Der Anteil der totalen Tumorsektionen in der Kontrollgruppe ohne Navigation lag bei 38,2 %. Weiterhin konnten sie zeigen, dass die mediane Überlebenszeit der unter zu Hilfenahme der Navigation operierten Patienten signifikant erhöht ist. Ein Problem dieses Einsatzgebietes besteht in der intraoperativen Verschiebung des Hirnparenchyms, dem so genannten „Brain Shift“ auf welches im Kapitel 5.4 dieser Arbeit näher eingegangen wird.

In dieser Arbeit wurde das E.N.S. in 8 Fällen zur Bestimmung des Resektionsausmaßes eingesetzt. In allen 8 Fällen handelte es sich um Gliome. Der Autosegmentationsalgorithmus der Navigationssoftware (Softwareversion ACCISS 1.7) ermöglichte auch bei niedriggradigen Gliomen mit geringer Kontrastmittelaufnahme eine hoch sensible Unterscheidung zwischen gesundem Hirngewebe und Tumorgewebe. In den postoperativ angefertigten MRT-Kontrollen vor Beginn der Radiotherapie zeigte sich in allen 8 Fällen eine makroskopische Totalresektion ohne sichtbare Tumorresiduen.

Ein weiteres Einsatzgebiet des E.N.S. waren **Eingriffe an der Schädelbasis und am Neurokranium**. Bei Tumoren der Schädelbasis handelt es sich häufig um destruierende Prozesse, welche die normale knöcherne Anatomie der Schädelbasis zerstören und das angrenzende Gewebe (Dura, Gefäße etc.) infiltrieren. Hierbei besitzt die Neuronavigation bereits in der Phase der präoperativen Operationsplanung einen hohen Stellenwert zur Bestimmung des operativen Zuganges, des Ausmaßes

der knöchernen Destruktion sowie der Planung der plastischen Rekonstruktion [18;19;38;76;88;91]. Kurtsoy et al. [46] veröffentlichten 2005 eine Studie mit 87 Fällen navigationsgestützter Operationen im Bereich der Schädelbasis. In 82 der 87 Fälle konnte eine Totalresektion erreicht werden. Die Mortalität betrug in dieser Studie 4,6 %, die Morbidität, zu der die Autoren Hirnnervenausfälle, Liquorfisteln und postoperative Meningitis zählten, lag bei 33,3%. Trotz dieser Zahlen bewerten die Autoren den Einsatz der Navigation als hilfreich für die Planung der Operation, die intraoperative Bestimmung des Resektionsausmaßes sowie bei der intraoperativen Orientierung. Ein weiteres Einsatzgebiet der Navigation im Bereich der Schädelbasis und des Neurokraniums ist die Planung und Optimierung rekonstruktiver Eingriffe nach Traumata oder ablativer Tumorchirurgie [88].

In dieser Arbeit wurde das E.N.S. bei 10 Eingriffen der Schädelbasis und am Neurokranium eingesetzt. In 5 Fällen handelte es sich um Schädelbasismeningeome, in 3 Fällen um komplexe Schädelfrakturen mit Beteiligung der Schädelbasis, um ein Cholesteotom und eine leptomeningeale Zyste mit knöcherner Destruktion der Schädelbasis. Bei 5 der 6 operierten Tumoren der Schädelbasis konnte eine Totalresektion des Tumors erreicht werden. In einem Fall zeigte sich in der postoperativen Computertomographie ein Resttumor im Bereich des Sinus cavernosus, welcher zur Rezidivoperation führte. Die computertomographischen Kontrollen der komplexen Schädelfrakturen 3 Monate nach dem Eingriff zeigten eine optimale Readaptation der Frakturrränder. Aufgrund der präoperativen Operationsplanung konnten die Inzisionen minimiert und kosmetisch günstig platziert werden. Die Mortalität bei den 10 Fällen lag bei 0%, die Morbidität betrug 20% (eine persistierende Okulomotoriusparese, ein postoperatives epidurales Hämatom).

Transnasale und transsphenoidale Operationszugänge werden in der Neurochirurgie zum Erreichen von Tumoren der Sellaregion eingesetzt.. Die Gefahren hierbei bestehen in der Verletzung von Gefäßen (A. carotis oder Sinus cavernosus), aber auch in der Fehlplatzierung von Instrumenten nach intrazerebral oder in den Nasennebenhöhlen. Der Einsatz von Navigationssystemen in diesem Bereich hat zu einer besseren intraoperativen Orientierung und somit zur Minimierung der operativen Risiken geführt [20;100]. Weiterhin kommt es durch die Verwendung der Navigation zu

einer deutlichen Reduzierung der intraoperativen Fluoroskopiedauer [90], was eine Reduktion der Röntgenbelastung für Patient und Operationspersonal bedeutet.

Das E.N.S. wurde in dieser Arbeit in 4 Fällen für einen transsphenoidalen / transnasalen Operationszugang verwendet. Hierbei handelte es sich in 3 Fällen um Tumoren der Sellaregion und in einem Fall um Fremdkörper der Infraorbitalregion. Der Einsatz der Navigation zeigte sich in allen Fällen als hilfreich zur intraoperativen Orientierung und Lokalisation der Prozesse. Auch resultierte der Einsatz der Navigation, wie in der Literatur beschrieben, in einer deutlichen Reduktion der intraoperativen Strahlenexposition.

5.4 Fehlerquellen und Probleme

Die klinische Arbeitsgenauigkeit eines Navigationssystems ist von der Genauigkeit der Bilddaten, der Systemgenauigkeit, der Genauigkeit der Bilddatenregistrierung und von intraoperativen Einflüssen abhängig (Abbildung 5.13). Im Folgenden sollen diese Faktoren diskutiert werden.

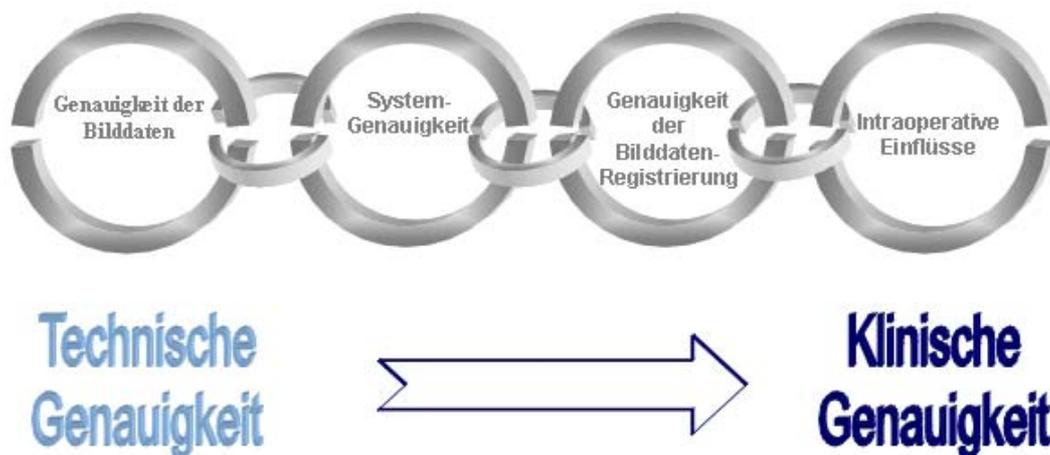


Abbildung 5.13: Einflussfaktoren auf die Genauigkeit eines Navigationssystems.

Genauigkeit der Bilddaten:

Für die in dieser Arbeit beschriebene sensor-basierte Navigation wurden zur Navigationsplanung präoperative Bilddaten verwendet. Um die Voxelgröße und Bildverzerr-

rung möglichst gering zu halten, ist eine geringe Schichtdicke der für die 3D-Rekonstruktion notwendigen Schnittbilder wünschenswert.

Für die **kernspintomographischen Bilddaten** wurden ausschließlich T1 gewichtete Datensätze in einer 3D-MP-Rage Sequenz mit Kontrastmittel verwendet. Die Voxelgröße betrug 1,00 mm x 1,00 mm bei 1,00 mm Schichtdicke und einer Matrix von 256 x 256 Punkten. Hierbei entspricht der maximal mögliche Bilddatenfehler der Größe eines Voxels. Wichtig für die Weiterverarbeitung der Daten war, dass das Field of View (FoV) alle auf dem Patientenkopf platzierten Marker erfasste. Weiterhin durfte nach Beginn der Untersuchung weder eine Änderung des FoV noch der Lagerung des Patientenkopfes erfolgen. Eine weitere Fehlerquelle bei kernspintomographischen Bilddaten stellen Feldinhomogenitäten des verwendeten Gerätes dar. Derosier et. al [15] zeigten, dass dieser Fehler bis zu 1,5 mm betragen kann.

Für die **computertomographischen Bilddaten** wurden Bilddaten mit einer Voxelgröße von 0,65 mm x 0,65 mm bei 1,00 mm Schichtdicke und einer Matrix von 512 x 512 Punkten verwendet. Der hieraus zu erwartende mittlere Fehler berechnet sich als Voxelvektor und beträgt 0,7 mm. Auch bei den CT-Bilddaten war es wichtig, dass nach Beginn der Untersuchung keine Veränderung von Tischhöhe oder Gantrykipfung erfolgt.

Bei beiden Bildmodalitäten müssen die Bildschichten aufeinander folgend mit konstanter Schichtdicke aufgenommen werden.

Die computertomographischen Daten besitzen also einen geringeren Bilddatenfehler im Vergleich zu kernspintomographischen Bilddaten. Diesbezüglich konnten Schouder et al. [77] 1999 zeigen, dass Navigationen basierend auf CT-Bilddatensätzen bei gleicher Schichtdicke präziser sind, als Navigationen mit MRT-Bilddatensätzen. Da das MRT jedoch eine deutlich bessere Weichteildarstellung im Vergleich zum CT hat, werden im klinischen Alltag MRT-Bilddatensätze bevorzugt.

Diese Ungenauigkeiten beeinflussen direkt die Arbeitsgenauigkeit eines Navigationssystems. Trotz geringer Schichtdicken und der stetigen Verbesserung der MRT-

Scanner ist also eine Arbeitsgenauigkeit von unter einem Millimeter physikalisch nicht möglich.

Systemgenauigkeit:

Die Systemgenauigkeit eines Navigationssystems ist von dem verwendeten Prinzip der Positionsbestimmung abhängig (siehe Kapitel 5.2). Das heißt, die Systemgenauigkeit bei Gelenkarmsystemen entspricht der Genauigkeit mit der das System die Winkelstellungen der Gelenke ermitteln kann. Gleiches gilt für optische und akustische Navigationssysteme, bei denen die Systemgenauigkeit von der räumlichen Auflösung der CCD Kameras oder der Ultraschallsender und –empfänger abhängt. Für die Systemgenauigkeit der meisten heutzutage erhältlichen Navigationssysteme werden Werte von ≤ 1 mm und eine Winkelgenauigkeit von ≤ 1 Grad angegeben.

Der in dieser Arbeit beschriebene elektromagnetische Sensor hat laut Herstellerangaben (Ascension Technologies Corp., Burlington, USA) eine Positionsgenauigkeit über dem gesamten Messbereich von 1,0 mm (RMS) und eine Winkelgenauigkeit von 0,5 Grad (RMS).

Genauigkeit der Bilddatenregistrierung:

Die Bilddatenregistrierung erfolgte in dieser Arbeit mittels eines Point-to-Point-Matching. Hierbei werden die Positionen der künstlichen Landmarken in ihren korrelierenden Punkten in der präoperativen Bildgebung verglichen. Die Fehlerquellen sind hierbei zum einen die Hautverschieblichkeit der verwendeten Klebmarker, und zum anderen die Anordnung der Marker auf dem Patientenkopf. Darabi et. al [14] sowie West et al. [94] konnten zeigen, dass die Anordnung der Marker eine erhebliche Fehlerquelle darstellt. Insbesondere eine colineare Anordnung der Marker führt zu einer Ungenauigkeit der Bilddatenregistrierung. Für die optimale Anordnung der Marker sollten diese nicht colinear um den Patientenkopf verteilt sein, wobei der Zielpunkt (z.B der Tumor) im Zentrum des durch die Marker definierten Polyeders liegen sollte. Um das Problem der Hautverschieblichkeit der Marker zu minimieren sind von einigen Arbeitsgruppen implantierbare Schraubmarker, welche direkt in die Schädelkalotte geschraubt werden, eingesetzt worden. Die Studien von Brinkler et al. [8] und Maurer et al. [53] konnten zeigen, dass mit implantierbaren Markern ein deutlich geringerer mittlerer Einmessfehler zu erreichen ist. Aufgrund des ausge-

sprochen invasiven Verfahrens werden diese implantierbaren Marker jedoch nur einzeln eingesetzt.

In dieser Arbeit wurden ausschließlich Klebmarker verwendet, die Anordnung erfolgte nach den Empfehlungen von Darabi und West [14;94]. Um Fehler der Pointerbenutzung und den Verschiebung der Marker zu minimieren wurde jeder Marker mehrfach (mindestens 5x) eingemessen.

Intraoperative Einflüsse:

Um Störungen des elektromagnetischen Positionsmesssystems des E.N.S zu minimieren wurden vor dem klinischen Einsatz des Systems umfangreiche Testungen verschiedener chirurgischer Instrumente durchgeführt. Hierzu wurde ein Sensor fest im Messfeld des elektromagnetischen Signalgebers fixiert, und verschiedene Instrumente im Messfeld platziert. Änderten sich die am Systemmonitor angezeigten Koordinaten des Sensors nicht, so wurde das jeweilige Instrument als elektromagnetisch unbedenklich angesehen. Bei diesen Messungen zeigte sich, dass das DC-elektromagnetische Messprinzip bei hochlegierten Stählen, Aluminium oder Titan sehr störungsunanfällig ist. Lediglich bei niedrig legierten Stählen sowie Metallteilen mit hochelastischen Materialeigenschaften (z.B. Federn oder Spangen) zeigten sich induktionsbedingte Messungenauigkeiten.

Beeinflussungen durch Störsignale anderer elektrischer Geräte im Operationssaal wie z.B. Elektrocauter, CUSA oder Operationsmikroskop konnten nicht festgestellt werden, solange die Geräte nicht im Messbereich (1m) des elektromagnetischen Signalgebers platziert wurden. Innerhalb des Messbereiches führte aktiver Stromfluss durch die bipolare Pinzette oder Stimulationen der Neuromonitorings zu einer kurzzeitigen Ablenkung der Navigationsbildes, welche jedoch nach Beendigung des Stromflusses vollständig reversibel war.

Der bedeutendste intraoperative Einflussfaktor bei allen Navigationsverfahren stellt der so genannte „**Brain Shift**“ dar. Als Brain Shift wird der intraoperative Verschiebung des Hirnparenchyms, verglichen zu seiner Form und Lage in den präoperativen Datensätzen, bezeichnet. Einflussfaktoren des Brain Shift sind die Grösse und das Volumen des zu reszierenden Tumors, die Menge des intraoperativen Liquorflusses,

das perifokale Ödem des Tumors, anästhesiologische Maßnahmen sowie operationsbedingte Faktoren wie der Einsatz von Retraktorspateln oder die Volumenreduktion des Tumors. Hill et. al [33] publizierten 1998 in einer Studie mit 21 Fällen einen Brain Shift der Hirnoberfläche nach Beginn der Operation von durchschnittlich 5,6 mm. Das Maximum der Oberflächenverschiebung lag bei 10 mm.

Da die gängigen Neuronavigationssysteme mit präoperativ angefertigten Bilddatensätzen arbeiten, stellt die intraoperative Verschiebung des Hirnparenchyms den wichtigsten limitierenden Faktor für die intraoperative Arbeitsgenauigkeit aller Navigationssysteme dar. Ein Ansatz diese Fehlerquelle zu minimieren stellt das „tumor fencing“ dar. Bei dieser Methode, die auch bei einigen Fällen dieser Arbeit verwendet wurde, wird zu Beginn der Operation entlang der geplanten Trajektorie ein Katheter bis zur Läsion vorgeschoben. Entlang des Katheters kann nun trotz Parenchymverschiebungen der Tumor sicher lokalisiert werden.

Als weiteren Lösungsansatz für dieses Problem wurden mathematische Modelle entwickelt um die Auswirkungen des Brain Shift im Voraus zu berechnen und in die Navigation zu integrieren [32;68;79;99]. Da die Komplexität der auf den Brain Shift einwirkenden Faktoren und die daraus resultierenden Berechnungen sehr zeitaufwendig sind, eignen sich diese jedoch zum aktuellen Zeitpunkt nicht für eine zeitnahe Integration in den Operationsablauf.

Das intraoperative aktualisieren des Bilddatensatzes stellt einen dritten Lösungsweg für die Problematik des Brain Shift dar. Als intraoperative Bildmodalitäten stehen hier die intraoperative Computertomographie (iCT), die intraoperative Kernspintomographie (iMRT) sowie verschiedene Ultraschalltechniken zur Verfügung. Das intraoperative CT wird meist in Form mobiler CT-Scanner eingesetzt [52]. Hiermit ist eine intraoperative Aussage über die bereits erfolgte Tumorsektion und Weichtelverschiebung möglich [52;56]. Nachteilig hierbei ist jedoch die erhöhte Strahlenexposition für Patient und OP-Personal, sowie die geringe Weichteilauflösung der Computertomographie in Verbindung mit der schlechteren Bildqualität der mobilen CT-Scanner.

Eine qualitativ bessere, aber auch kostenintensivere Möglichkeit der intraoperativen Bilddatenaktualisierung ist die intraoperative Kernspintomographie. Hiermit ist eine

strahlungsfreie und qualitativ hochwertige Bilddatenaktualisierung zur Darstellung des erzielten Resektionsausmaßes und der Parenchymverschiebungen möglich [58;97;98]. Nachteilig hierbei sind die kostenintensive Anschaffung eines iMRT Scanners sowie die notwendigen baulichen Veränderungen des Operationssaals. Weiterhin ist aufgrund des starken Magnetfeldes die Anwendung spezieller MR-tauglicher Instrumente notwendig.

Eine kostengünstige Alternative zu aufwendigen und teuren intraoperativen Schnittbildverfahren stellt der intraoperative Ultraschall dar. Die Kombination des Ultraschalls mit Neuronavigationssystemen ermöglicht eine schnell verfügbare Aktualisierung der Bilddaten [37;50;75;85]. Nachteilig hierbei sind die Abhängigkeit der Methode vom Untersucher, sowie deren Artefaktanfälligkeit.

Mit allen hier vorgestellten Methoden lässt sich zwar keine „online“ Darstellung des Brain Shift erreichen, jedoch ermöglichen sie die Aktualisierung der präoperativen Bilddaten zur Minimierung des operativen Risikos.

Zusammenfassend lässt sich die intraoperative Anwendungsgenauigkeit von Neuronavigationssystemen aufgrund einer Vielzahl von quantifizierbaren und nicht quantifizierbaren Fehlerquellen nicht exakt berechnen. Dem klinischen Anwender obliegen somit die Kontrolle der vom System angegebenen Fehler und der anatomischen Darstellung und deren kritische Wertung.

5.5 Komplikationen

Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es keine kontrollierte randomisierte Studie die einen Anstieg oder eine Verringerung der Komplikationsrate durch den Einsatz von Neuronavigationssystemen belegt. Alberti [2] et. al. zeigten 1997, dass der Einsatz von Neuronavigationssystemen zeitneutral ist, und dass bei bestimmten Einsatzgebieten wie zum Beispiel den navigierten Biopsien eine Reduktion der Operationszeit zu erreichen ist. Paleologos et. al. [61] beobachteten für den Einsatz von Neuronavigationssystemen in der Meningeomchirurgie eine Verkürzung des Krankenhausaufenthaltes sowie eine deutlich geringere Rate schwerer Komplikationen im Vergleich zu einer konventionell operierten Kontrollgruppe.

Auch in dieser Arbeit konnten keine navigations-assoziierte Morbidität festgestellt werden. Blutungen beim Einsatz des E.N.S. für navigierte Biopsien traten nicht auf. Auch völlige Fehlleitungen des Operateurs durch das E.N.S. die zur Fehlplatzierung von Kraniotomie oder Kortikotomie führten, wurden nicht beobachtet. Da die Navigationsinstrumente der gleichen Sterilisationsroutine unterzogen wurden wie die übrigen Instrumente, zeigte sich keine erhöhte postoperative Infektionsrate. Die Rate der postoperativen Infektionen nach Einsatz des E.N.S betrug 2,3 % (3 von 128 Fällen), die Infektionsrate einer Kontrollgruppe von 100 intrakraniellen Eingriffen ohne das Navigationssystem im selben Zeitraum betrug 3,0 % (3 von 100 Fällen).