

1 Einleitung

Die operative Therapie von intrakraniellen Läsionen - besonders in eloquenten und tiefgelegenen Hirnarealen - birgt das Risiko, bleibende neurologische Schäden zu verursachen. Ziel moderner neurochirurgischer Operationstechniken ist daher neben der möglichst vollständigen Entfernung einer pathologischen Veränderung eine bestmögliche Erhaltung der Hirnfunktion. Um dabei Radikalität mit Sicherheit zu vereinen, kommt sowohl der präoperativen Operationsplanung, als auch der Orientierung im Operationssitus besondere Bedeutung zu.

Vor der Entwicklung und der klinischen Einführung digitaler Untersuchungstechniken, also noch bis weit in die 70er Jahre des letzten Jahrhunderts, standen für die präoperative kraniale Bilddiagnostik und Operationsplanung keine Schnittbildverfahren zur Darstellung des Schädelinneren zur Verfügung. Lediglich durch Füllung des Ventrikelsystems mit verschiedenen Kontrastmitteln oder mit Hilfe der cerebralen Angiographie konnten intrakranielle Anomalien sichtbar gemacht werden [151]. Die Orientierung im Operationssitus erfolgte ausschließlich anhand anatomischer Landmarken, wie knöchernen Strukturen, Hirnhautfaltungen, Gefäßverläufen oder anhand des Sulcusreliefs [215].

Die bildliche Darstellung der intrakraniellen Weichteilkompartimente sowie die direkte Visualisierung pathologischer Veränderungen wurde erst mit Hilfe der computerbasierten Magnetresonanztomographie (MRT) [36] und der Computertomographie (CT) [96], möglich. Diese erlaubten erstmalig, Einsicht in die individuelle intrakranielle Anatomie zu nehmen und somit eine Vorstellung über die Lage cerebraler Läsionen und deren Bezug zu den verschiedenen Hirnarealen zu gewinnen. Jeder einzelne Bildpunkt ist bei diesen Untersuchungsverfahren über eine individuelle Raumkoordinate in den Raumachsen X (coronar), Y (sagittal) und Z (axial) räumlich streng definierbar. Um diese Rauminformation nun auch für eine neurochirurgische Intervention zu nutzen, wurde ein äußeres Bezugssystem benötigt, welches den Transfer der Raumkoordinaten aus den CT- und MRT-Daten in das Operationsfeld erlaubt. Hierfür wurden Ende der 70er Jahre verschiedenste

Varianten von Bezugssystemen entwickelt, welche sich zumeist eines starr am Patientenkopf befestigten Referenzrahmen bedienen [24,66,71,131]. Diese als „rahmenbasierte Stereotaxie“ bekannte Operationstechnik gilt bis heute als Goldstandard für die bildunterstützte minimal invasive Mikroneurochirurgie.

Durch die Verbesserung der Computer- und Softwareleistungen gelang es Anfang der 80er Jahre des letzten Jahrhunderts, einzelne Schnittbilder computeranimiert zu dreidimensionalen virtuellen Modellen zusammenzusetzen, um so eine plastische Vorstellung über das Ausmaß, die Konfiguration und die Lokalisation intrakranieller Läsionen und den umgebenden anatomischen Strukturen zu erhalten. Kelly et al. [109] beschrieben 1982 erstmalig den Einsatz dieser künstlich geschaffenen Bildinformation für einen neurochirurgischen Eingriff – damals noch unter Verwendung eines Todd-Wells-Rahmens. In den Folgejahren kam es zu einer stetigen Perfektionierung der Übertragung von Bild- und Raumdaten in das Operationsfeld.

Roberts et al. [179] gehörten 1986 zu den ersten, denen es möglich wurde, die computerberechnete Ausdehnung von Tumorgrenzen auch ohne Zuhilfenahme eines Referenzrahmens in ein OP-Mikroskopbild zu übertragen und somit ohne ein starres äußeres Bezugssystem die „virtuelle Welt“ des computerberechneten 3D-Bilddatensatzes mit der „realen, physikalischen Welt“ des OP-Situs zu fusionieren. Bereits ein Jahr später stellten Watanabe et al. [230] ein speziell für die „rahmenlose“ Stereotaxie entwickeltes Gerät vor, welches mit Hilfe eines mehrgelenkigen Arbeitsarmes auf Schnittbildern vordefinierte Zielpunkte im Operationssitus computergestützt wiederfinden konnte. Dies ermöglichte sowohl, Trepanationen und Kortikotomien unter Schonung funktionell wichtiger Hirnareale gezielt vorzunehmen, als auch das sichere Auffinden kleinerer, tief gelegener Prozesse. Die Entwickler gaben dem Gerät den Namen „Neuronavigator“ und kreierten damit einen Begriff, der bis heute für eine ganze Gerätegattung steht, deren Aufgabe die exakte intraoperative Positionsbestimmung anatomischer Strukturen - besonders in schwierigen Situationen und unübersichtlichen Operationsfeldern - ist.

Verschiedene dieser „Neuronavigations-Systeme“ haben im Verlaufe der 90er Jahre die technische Reife erreicht. Aufgrund weltweit parallel verlaufender Entwicklungen kam es jedoch schnell zur Verwendung unterschiedlicher physikalischer Prinzipien für den sehr komplexen Vorgang der Fusion von virtueller und physikalischer Welt [9,25,27,29,32,53,64,80-82,145,147,152,166,199,200,242]. Auf dem aktuellen „Neuronavigations-Markt“ sind daher sogenannte optische, d.h. kamera-gestützte Systeme [79,100,165,180], ebenso vertreten, wie jene, die mit Hilfe von bild-datengesteuerten Arm-Gelenk-Systemen [68,113,122,197,229,230], Ultraschall- [41,118, 136,141] oder Mikroskop-gestützt [77,179] bzw. über die Positionsregistrierung von Sensoren innerhalb eines elektromagnetischen Feldes [207,208,240] arbeiten.

Die vorliegende Arbeit beschreibt ein sensor-basiertes elektromagnetisches Navigationsverfahren, dessen Entwicklung im Jahre 1996 an der Neurochirurgischen Klinik im damaligen Universitätsklinikum Steglitz der Freien Universität Berlin (jetzt: Campus Benjamin Franklin der Charité – Universitätsmedizin Berlin) seinen Ursprung hatte [207]. Unterschiedliche technische Weiterentwicklungen wurden seitdem mit Hilfe verschiedener Kooperationspartner verwirklicht und im klinischen Einsatz getestet [206-208].

Die sich aus der Anwendung eines Neuronavigations-Systems ergebenden Möglichkeiten der präoperativen Bildbearbeitung, sowie der individuellen Operations-planung, werden beschrieben. Das Potential von Neuronavigations-Systemen als bild- und computergestützte Operationshilfen zur Risikominimierung bei kraniellen neurochirurgischen Eingriffen wird kritisch diskutiert.