

Der Einfluss unterschiedlicher Mikroskope auf die Applikationsgenauigkeit bei elektromagnetischer Navigation an der Schädelbasis

F. Kral¹, Z. Bardosi¹, M. DiFranco¹, A. Giotakis¹, H. Riechelmann¹, W. Freysinger¹

¹ Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Medizinische Universität Innsbruck, Österreich

Kontakt: florian.kral@i-med.ac.at

Abstract:

Bei der intraoperativen Navigation finden hauptsächlich optische und elektromagnetische Ortungssysteme Anwendung. Besonders bei komplexen Eingriffen mit erheblichem Einsatz von Personal und Equipment bieten elektromagnetische Ortungssysteme Vorteile bei der Integration von Navigation in den klinischen Ablauf, da diese Systeme keinen direkten Sichtkontakt zwischen den Komponenten benötigen. Ferromagnetische Störsignale können die Anwendungsgenauigkeit beeinträchtigen. Wir haben in einem experimentellen OP Genauigkeitsmessungen bei elektromagnetischem tracking und Verwendung von verschiedenen Mikroskopmodellen durchgeführt und dabei signifikante Unterschiede bei dem total target error (TTE) festgestellt. Es wurde der TTE bei Titanschrauben an chirurgisch relevanten Strukturen der Frontobasis und Laterobasis gemessen. Die modernen „grossen“ Mikroskope führen zu schlechteren Ergebnissen. Für den Einsatz von elektromagnetischem Tracking bei mikroskopischen Schädelbasiseingriffen sind Verbesserung im Bereich Hard- als auch Software nötig.

Schlüsselworte: Navigation, Schädelbasis, tracking

1 Problemstellung

Bei navigierten mikroskopischen Schädelbasiseingriffen finden vorwiegend optische Systeme Verwendung, bei denen das Mikroskop mit einem fest verbundenen Referenzelement in das System integriert wird (1). Navigationssysteme zeigen nach dem Registrierungsvorgang die Position eines Pointers oder einem im Okular eingeblendeten Fadenkreuzes im radiologischen Bilddatensatz. Bei optischen Systemen ist es unabdingbar, dass zwischen dem Kamerasystem und dem am Mikroskop befestigten Referenzelement unbehinderter Sichtkontakt gewährleistet ist. Dieser Sichtkontakt ist in modernen, voll ausgestatteten Operationssälen bei Eingriffen mit mehreren Operateuren schwierig oder nur mit Änderungen im Operationsablauf und / oder der Gerätepositionierung möglich. Bei Eingriffen ohne Mikroskop wird daher zunehmend elektromagnetisches Tracking verwendet, da hier der elektromagnetische Feldgenerator unter den sterilen OP-Tüchern befestigt wird und kein direkter Sichtkontakt zu den getrackten Instrumenten nötig ist. Der Nachteil sind elektromagnetische Störungen z.B. durch chirurgisches Instrumentarium oder sonstige metallische Gerätschaften im OP. Permanente Entwicklungen der Hard- und Software führten jedoch zu immer zuverlässigeren Systemen (2) (3), auch ohne Verwendung von speziell aus Titan gefertigten Instrumenten. Zur Evaluation, ob sich moderne elektromagnetische Trackingsysteme für mikroskopische Schädelbasiseingriffe eignen, wurde die Applikationsgenauigkeit mit verschiedenen Operationsmikroskopen bei Targets an der Schädelbasis an einem Phantom im OP gemessen.

2 Material und Methoden

Die Messungen wurden an einem Plastik Phantom (Somso QS 1, Somso, Coburg, Germany) durchgeführt. Es wurden in chirurgisch relevanten Arealen der Schädelbasis zehn Titanschrauben (Micro Bone Screws, Cross Slot, Self-Tapping, Leibinger, Kalamazoo, Michigan, USA) und weitere zehn Titanschrauben für die Registrierung implantiert und anschließend ein CT durchgeführt (Siemens Somatom 4 row CT (Siemens, Erlangen, Germany), 1 mm Schichtdicke, 140kV, 220 mAs). Im Bereich der Stirn des Phantoms wurde ein dynamisches Referenzelement (DRF) festgeklebt (Aurora, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) und gemeinsam mit einem Pointer (Aurora 6DOF Probe, Straight Tip, Standard, Part Number: 610065, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) an das elektromagnetische Trackingsystem (Aurora, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) angeschlossen. Das Phantom wurde im Operationssaal entsprechend eines intraoperativen setups auf dem OP Tisch (Brumaba, Wolfratshausen, Germany) gelagert. Seitlich zum Phantom, am OP Tisch fixiert, wurde der elektromagnetische Feldgenerator positioniert. Es wurde nun mit jeweils 20 Wiederholungen die Pointerspitze in das Zentrum des Schraubenkopfes positioniert und die Positi-

onsdaten mit der dem Trackingsystem mitgelieferten Software (Aurora toolbox, Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Canada) dokumentiert. Diese Prozedur wurde für alle Titanschrauben ohne Mikroskop und danach für die Targetschrauben mit jedem einzelnen Mikroskop hintereinander durchgeführt. Jede einzelne Targetschraube wurde durch das Mikroskop bei einem Focus von 300 mm mit dem Pointer eingestellt und jeweils 20 Mal wiederholt gemessen und die Positionsdaten dokumentiert. Nach den Messungen wurden auf einem Standard PC (Intel Core2Duo CPUe6650; 2.3 GHz; 4 GB RAM; 150 HDD; Windows 7) in einer open-source radiologischen Software (3D Slicer, www.slicer.org) die CT Daten via USB Stick eingelesen und die Koordinaten der Registrierungsschrauben und Targetschrauben im CT Datensatz definiert. In Matlab (Matlab 7.6, R2008a, Mathworks Inc., MA, USA) wurden eine Registrierung mit den Koordinaten der Registrierungsschrauben durchgeführt (4) und die Koordinaten der Targetschrauben berechnet. Diese Koordinaten wurden mit den gemessenen Koordinaten verglichen und der total target error (TTE) berechnet. Zur Beschreibung der Werte wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Die Abstandswerte wurden mit einem generalisiertem, gesättigtem Typ III Linearmodell analysiert und die verwendeten Mikroskopmodelle als Faktoren (bzw. Messung ohne Mikroskop) verwendet. Für die Parameterschätzung wurde eine Hybridmethode gewählt und maximum likelihood Schätzungen wurden für die Skalparameter angewandt.



Abbildung 1: Übersicht der für die Messung verwendeten Mikroskope. Von links beginnend das Leica OL 5, Zeiss NC4, NC 31, Opmi Vario3 700 und S21.

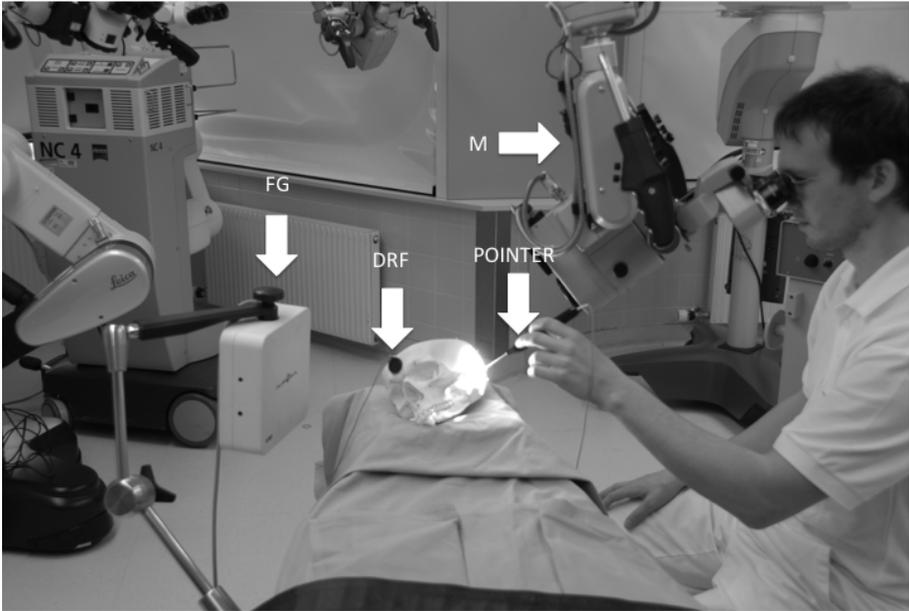


Abbildung 2: Setup. Verwendete Abkürzungen im Bild: FG Feldgenerator, DRF dynamic reference frame fixiert am Phantom und Mikroskop.

3 Ergebnisse

Es wurden 200 Registrierungspunkte und 1200 Targetpunkte mit dem elektromagnetischen Trackingsystem gemessen. Für fünf verschiedene Mikroskopmodelle von zwei Herstellern wurde der total target error (TTE) gemessen und es zeigte sich bei vier von fünf Mikroskopmodellen einen signifikanten Unterschied zum TTE der Messungen ohne Mikroskop ($p=0$). Der TTE lag zwischen 0,6 mm (1,12 bis 1,09) und 2,41 mm (1,93 bis 2,89, jeweils unteres und oberes Konfidenzintervall). Lediglich beim Zeiss S21 zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,55$). Die höchsten Abweichungen zwischen den Messkoordinaten und den Bildkoordinaten wurden bei Verwendung des Leica OL 5 Mikroskops erzielt. Von den modernen, elektronischen Mikroskopen wurden die niedrigsten TTEs im Vergleich zu den Messungen ohne Mikroskop mit dem Zeiss Opmi Vario 700 erzielt (2,16 mm, 1,68 bis 2,64).

	Mittelwert	Unteres KI	Oberes KI	p
Ohne Mikroskop	0,81	0,33	1,29	
Leica OL 5	2,41	1,93	2,89	0
Zeiss NC4	2,23	1,75	2,71	0
Zeiss NC31	2,24	1,76	2,72	0
Zeiss Opmi Vario 700	2,16	1,68	2,64	0
Zeiss S21	0,6	1,12	1,09	0,55

Tabelle 1: Synopse der Ergebnisse in mm, Konfidenzintervall (KI), Signifikanz (p).

4 Diskussion

In dieser Untersuchung wurden fünf Mikroskopmodelle für elektromagnetisch navigierte Schädelbasiseingriffe evaluiert. Es wurden Titanschrauben als Targets an chirurgisch relevanten Strukturen angebracht und anhand von anderen

ebenfalls implantierten Titanschrauben ein Kunststoffphantom zu einem angefertigten CT Datensatz registriert. Die Messungen wurden in einem OP durchgeführt und es zeigten sich signifikante Unterschiede des TTE bei Verwendung von Mikroskopen mit Ausnahme des Zeiss S21 Mikroskops.

Der TTE wurde gemessen, da dieser die Applikationsgenauigkeit widerspiegelt (5). Um eine Anwendungsgenauigkeit möglichst zu minimieren wurden Titanschrauben für die Registrierung verwendet und die Messungen 20 Mal wiederholt. Alle Targets wurden mit 300 mm Fokus durch das Mikroskop scharf eingestellt und dann mit dem Pointer berührt um möglichst gut die intraoperative Situation zu simulieren. Die Absolutwerte sind bei Verwendung eines Plastikphantoms nicht eins zu eins in eine klinische Anwendung übertragbar, jedoch sind die relativen Unterschiede zwischen der Anwendung mit und ohne Mikroskop beziehungsweise zwischen den einzelnen Mikroskopmodellen durchaus repräsentativ. Insgesamt zeigen die „größeren“, moderneren Mikroskope höhere Abweichungen bei gleichem Abstand zum Target. Dies lässt sich einerseits auf den Umfang als auch Anzahl der technische Komponenten (Handgriffe, Mitbeobachterokular, Kamerasystem, Autofocus etc.) zurückführen, die in das Operationsgebiet und damit auch in das elektromagnetische Feld eingeschwenkt werden.

Um eine ausreichende klinische Anwendungsgenauigkeit mit modernen OP-Mikroskopen bei Schädelbasiereingriffen zu erzielen, ist einerseits das optische Tracking oder beim elektromagnetischen Tracking ein alternatives Setup zu wählen.

5 Zusammenfassung

Bei der intraoperativen Navigation finden hauptsächlich optische und elektromagnetische Ortungssysteme Anwendung. Besonders bei komplexen Eingriffen mit erheblichem Einsatz von Personal und Equipment bieten elektromagnetische Ortungssysteme Vorteile bei der Integration von Navigation in den klinischen Ablauf, da diese Systeme keinen direkten Sichtkontakt zwischen den Komponenten benötigen. Ferromagnetische Störsignale können die Anwendungsgenauigkeit beeinträchtigen. Wir haben in einem experimentellen OP Genauigkeitsmessungen bei Verwendung von elektromagnetischem Tracking und verschiedenen Mikroskopmodellen durchgeführt und dabei signifikante Unterschiede bei dem total target error (TTE) festgestellt. Es wurde der TTE bei Titanschrauben an chirurgisch relevanten Strukturen der Frontobasis und Laterobasis gemessen. Die modernen „grossen“ Mikroskope führen zu schlechteren Ergebnissen. Für den Einsatz von elektromagnetischem Tracking bei mikroskopischen Schädelbasiereingriffen sind Verbesserung im Bereich Hard- als auch Software nötig.

6 Referenzen

- [1] Labadie RF, Shah RJ, Harris SS, Cetinkaya E, Haynes DS, Fenlon MR, et al. *Submillimetric target-registration error using a novel, non-invasive fiducial system for image-guided otologic surgery*. Comput Aided Surg 2004;9(4):145-53.
- [2] Schicho K, Figl M, Donat M, Birkfellner W, Seemann R, Wagner A, et al. *Stability of miniature electromagnetic tracking systems*. Phys Med Biol 2005, May 7;50(9):2089-98.
- [3] Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, Enislidis G, Kollmann C, Rafolt D, et al. *Systematic distortions in magnetic position digitizers*. Med Phys 1998, Nov;25(11):2242-8.
- [4] Arun KS, Huang TS, Blostein SD. *Least-squares fitting of two 3-d point sets*. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell 1987, May;9(5):698-700.
- [5] Güler Ö, Perwög M, Kral F, Schwarm F, Bárdosi ZR, Göbel G, Freysinger W. *Quantitative error analysis for computer assisted navigation: A feasibility study*. Med Phys 2013, Feb;40(2):021910.