

Der Einsatz eines optischen Navigationssystem in der Nasennebenhöhlenchirurgie

Zusammenfassung

Hintergrund. Für die moderne Nasennebenhöhlenchirurgie stehen heute verschiedene CAS-Systeme zur Verfügung. Das VectorVision-Compact®-System stellt erstmals ein speziell für Nasennebenhöhleneingriffe konzipiertes optisches Gerät dar. Seine Praktikabilität und Zuverlässigkeit wurde in der Nasennebenhöhlenchirurgie überprüft.

Patienten und Methode. Das System wurde bei 60 Patienten mit polypöser Pansinusitis verwendet. Die Bestimmung der Systemgenauigkeit erfolgte visuell und wurde mit etablierten Systemen verglichen. Fehlerquellen sowie systembedingte Komplikationen wurden überprüft.

Ergebnisse. Die Systemgenauigkeit betrug 1,9 mm und war anderen Navigationssystemen gleichwertig. In 83,3% aller Fälle konnte problemlos navigiert werden. Schwierigkeiten traten durch Sichtverlust der Referenzkugeln und bei Verwendung weiterer Operationsinstrumente auf.

Schlussfolgerung. Das VectorVision Compact® erwies sich für die endonasale Nasennebenhöhlenchirurgie als geeignet. Künftige Verbesserungen der freien Instrumentenanbindung können die Applikation erweitern.

Schlüsselwörter

Navigation · Computer assistierte Chirurgie · Endonasale Nasennebenhöhlenchirurgie

In den letzten 20 Jahren war die Chirurgie der Nasennebenhöhlen großen Veränderungen unterworfen, wovon insbesondere die Behandlung von entzündlichen und tumorösen Erkrankungen der Nase betroffen war [8, 9, 12]. Seit der Einführung der rahmenlosen dreidimensionalen Navigation im Jahre 1986 wurden diese Systeme zunächst für den neurochirurgischen Bereich angewendet [13]. Die Hauptanforderungen bestehen heutzutage in einer ausreichenden Praktikabilität, einer hohen Zuverlässigkeit und der intraoperativen Genauigkeit. Hierfür wurden in der Vergangenheit verschiedene Systeme mit der Zielsetzung entwickelt, die Genauigkeit und damit einhergehend die Patientensicherheit zu steigern [1, 2, 3, 6].

Elektromagnetische Navigationssysteme besitzen für den Einsatz in der Nasennebenhöhlenchirurgie eine reproduzierbare intraoperative Zuverlässigkeit [7, 10]. Der relativ einfache Prozess der Patientenregistrierung und die spezielle Anpassung an Eingriffe im Bereich der Nasennebenhöhlen sind Hauptvorteile dieser Systeme [12, 15]. Nachteilig ist jedoch die Notwendigkeit eines speziellen, antimagnetischen Instrumentariums, das mit zusätzlichen Kosten verbunden ist.

Vorteile

Optoelektrische Navigationssysteme basieren gegenüber den elektromagnetischen auf der Erkennung von Infrarotstrahlen und wurden vorwiegend für Eingriffe im Bereich der Neurochirurgie

entwickelt [1, 2]. In der HNO-Chirurgie können sie sich mehr und mehr für Operationen an der Schädelbasis etablieren, wobei die Genauigkeit in der Tiefe des Operationsfeldes und das große Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten die wesentlichen Vorteile dieses Navigationsprinzips sind [6]. Die Referenzierung über Hautmarker („fiducials“) oder anatomische Oberflächenmarker ist aber noch zu kompliziert und zu zeitaufwendig [4]. Daher hat sich die Anwendung im Bereich der Nasennebenhöhlen noch nicht als vorteilhaft gegenüber elektromagnetischen Systemen erwiesen.

Weiterentwicklung

Eine Weiterentwicklung stellt das passive optoelektrische Navigationssystem VectorVision Compact® dar, welches speziell für Eingriffe an der Frontobasis und den Nasennebenhöhlen konzipiert ist. Für dieses System ist die Patientenregistrierung mit verschiedenen Methoden möglich. Neben der herkömmlichen Registrierung über Hautmarker ist auch ein Datenabgleich mit einem Headset für eine konstante Markerpositionierung oder eine Laserregistrierung über anatomische Landmarken möglich. In dieser Studie wurde die Registrierung

© Springer-Verlag 2003

Dr. M. Khan
Univ.-HNO-Klinik Mainz, Langenbeckstraße 1,
55101 Mainz,
E-Mail: khan@hno.klinik.uni-mainz.de

The application of an optical navigation system in endonasal sinus surgery

Abstract

Background. There are several CAS-systems in use in modern endonasal sinus surgery. The VectorVision Compact is the first opto-electrical system especially designed for such surgery. This paper investigates its reliability and practicability.

Patients and methods. The system was used for intraoperative navigation in 60 patients suffering from chronic rhinosinusitis. The accuracy was measured by visual estimation and compared with other navigated systems.

Results. The accuracy was 1.9 mm which is comparable to other systems on the market. Navigation was successful and reliable in 83.3% of the patients. Problems occurred mainly due to loss of sight of the referencing balls and when using other surgical instruments.

Conclusion. The VectorVision Compact was adequate for endonasal sinus surgery. Further improvements incorporating various surgical instruments should broaden its clinical usefulness.

Keywords

Navigation · Computer aided surgery · Endonasal sinus surgery

Übersicht



Abb. 1 ◀ Die Hardware des VectorVision Compact®: eine fahrbare Workstation mit Flachbildschirm und flexiblem Kameraarm

mit dem Headset untersucht und dabei die Genauigkeit des Systems geprüft.

Methode

Das passive optoelektrische System *VectorVision Compact*® der Firma BrainLab (s. Abb. 1) (München) wurde für die intraoperative Navigation in der Nasennebenhöhlenchirurgie von uns eingesetzt. Es besteht aus einer „transfer station“ als PC-Desktop (Pentium II 450 MHz, 256 Mbyte RAM), einer Bildverarbeitungseinheit, einem Monitor und einem flexiblen Kameraarm mit 2 Polaris-3D-Kameras und darin integrierten Infrarotsensoren. Als Betriebssystem wird das Windows-NT-System verwendet, an welches die spezielle Software VV Imageprep ENT®, Version 5.0, und PatX-Fer®, Version 4.21, für den Datentransfer adaptiert sind.

Messprinzip

Das passive optoelektrische Messprinzip beruht auf der Emission von Infrarotstrahlen durch LED, welche von geometrisch angeordneten Kugeln reflek-

tiert und von 3D-Kameras detektiert werden können. Das Reflexionsmuster der Kugeln dient dem Computer zur Erkennung der Positionskordinaten. Hierfür verwendet das *VectorVision Compact*® einen 2-Kamera-3D-Digitizer mit flächigen Detektoren.

Positionsbestimmung

Zur Positionsbestimmung bildet der Computer eine Linie zwischen einer reflektierenden Kugel und einer emittierenden Diode. Der Schnittpunkt von 2 Linien dient zur eindeutigen Lokalisation der reflektierenden Kugel. Verschiedene Emissionsmuster erlauben die Integration von mehreren Operationsinstrumenten in das Messsystem, wobei der Abstand der reflektierenden Kugeln ebenso wie die Geometrie der Sonde bzw. des Instruments konstant bleiben müssen [5].

Referenzmarker

Die Korrelation zwischen dem Patienten und der Bildgebung erfolgt über eine festgelegte Referenz. Hierfür dient eine

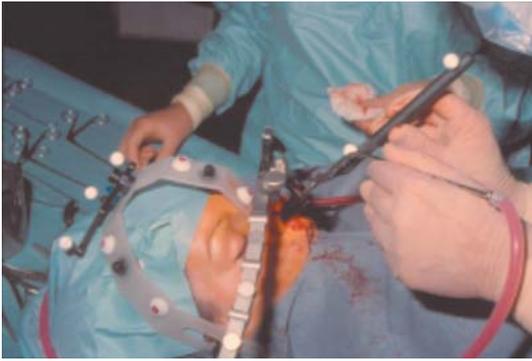


Abb. 2 ◀ Das intraoperative Setting

Kopfmaske, in welcher spezielle Referenzmarker angebracht sind. Das Headset besteht aus einem Rahmen mit 2 verstellbaren Ohrfassungen und einer Nasenhalterung. Über jeweils eine Schraube an beiden Ohren und einer Schraube an der Nase kann es individuell an den Kopf angepasst werden und muss sowohl während der Bildgebung als auch während der Operation getragen werden (s. Abb. 2). Im Anschluss an die Bildgebung kann das Headset wieder abgenommen werden, wobei die Position der Schrauben genau festgehalten wird. Für die Operation muss das Headset anschließend wieder in dieser Position angebracht werden.

Die Marker entsprechen sphärischen Kugeln mit einem Durchmesser von 8 mm und müssen während der Bildgebung miterfasst werden. Hierfür sind sie in ein Karbongerüst als „headset localizer“ eingelassen, der vor der Bildgebung an dem Headset befestigt wird. Der „headset localizer“ muss dauerhaft mit den Kugeln bestückt sein. Durch Verwendung von 2 Headsets (eines in der Radiologie und eines im Operationssaal) ist lediglich der Transfer der Einstellungsparameter nötig, welcher über ein Beiblatt in der Patientenakte erfolgt.

Parameter der Bildgebung

Die Bildgebung erfolgte mit standardisierten Parametern (s. Tabelle 1). Im Anschluss an die Bildgebung wurden die ermittelten Daten über das Intranet mit Dicom 3.0 Standard auf den „Transfer-PC“ übertragen.

Eine Veränderung des Kontrastes und der Helligkeit des CT auf dem PC-Desktop ermöglicht eine individuelle Einstellung der Bilddaten, welche anschließend in den anderen Rekonstruktionsebenen überprüft werden kann.

Auf die gewünschte Darstellung folgt die automatische Erkennung der Marker. Die Genauigkeit der Referenzierung ist dabei abhängig von dem Grad der Markerkennung und lässt sich erhöhen, indem fehlende Marker eingefügt oder fälschlich markierte Knochenstrukturen mit identischen Grauwerten entfernt werden. Nach Abschluss dieses Arbeitsschrittes wird der Bilddatensatz über eine ZIP-Diskette auf die Navigationseinheit übertragen.

Kalibrierung

Die intraoperative Kalibrierung erfolgt nach Anbringen des Headsets im Operationssaal. Auf dem Headset wird der Referenzstern angebracht und mit den 3 reflektierenden Kugeln bestückt. Der Kameraarm muss so positioniert sein, dass beide Kameras die Kugeln des Dreieckes erkennen können. Der Pointer (Lokalisationsinstrument), bestückt mit 2 reflektierenden Kugeln, wird dabei automatisch von dem System erkannt, sobald er sich im Sichtfeld der beiden Kameras befindet. Eine spezielle Referenzierung über Hautmarker ist somit unter Verwendung des Headsets nicht mehr notwendig. Zusätzlich können auch Operationsinstrumente über spezielle Halterungen (sog. Applikatoren) in den Navigationsvorgang integriert werden.

Systemoptionen

Das System bietet neben der Navigation verschiedene weitere Möglichkeiten. Die Picture-in-picture-Option ermöglicht, das Signal des Operationsendoskops oder -mikroskops auf den Bildschirm des Navigationssystems zu übertragen. Dadurch lässt sich die Navigation leichter mit dem Operationssitus vergleichen und besser kontrollieren. Zudem gibt es

die Option eines intraoperativen „screen shot“ (Fotografie des Bildschirms), wodurch eine Datensicherung möglich ist (s. Abb. 3). Ferner besteht die Möglichkeit, Entfernungen zwischen 2 Strukturen auf dem Monitor über die Funktion „Distanzmessung“ auszumessen, so z. B. zwischen Pointerspitze und einer knöchernen Struktur. Dabei wird die Genauigkeit auf 0,1 mm angegeben.

Auf dem Bildschirm erscheinen neben den 3 verschiedenen Ebenen der CT-Bilder auch das Monitorbild des Mikroskops oder Endoskops. Eine separate Bildzeile am rechten Bildrand zeigt die Erkennung der reflektierenden Kugeln des Referenzsterns und der Navigationsinstrumente. Bei einer guten Erkennung steht das Detektionsfeld auf grün. Als Neuerung wurde weiterhin eine Fernbedienung eingeführt, welche steril abdeckbar ist. Dadurch ist eine Navigation ohne Assistenz möglich. Für die Verwendung des Headsets hat sich ein abgewinkelter Referenzierungstern als hilfreich erwiesen, der in diesem System integriert ist.

Material

Im Zeitraum von Juli bis Dezember 2000 wurde das *VectorVision Compact*® bei 60 Patienten mit polypöser Sinusitis für Operationen im Bereich der Nasennebenhöhlen angewandt, die ausnahmslos mittels endonasal-mikroskopischer Technik operiert wurden (s. Tabelle 2).

Beurteilungsparameter

Als Beurteilungsparameter dienen die Gesamtzeit der Operation sowie die Zeit für die Systemreferenzierung, welche an-

Tabelle 1
Parameter der Computertomographie

Programm	Table Top Brain
FoV	240
Index	-3
Schichtdicke	3
mAs	150
Kippung	Nein
Algorithmus	Sharp
Spiral-Interpolation	X-Sharp
Pitch	1,25
Nachberechnung mit Index	-1
Rekonstruktionsmatrix	512×512

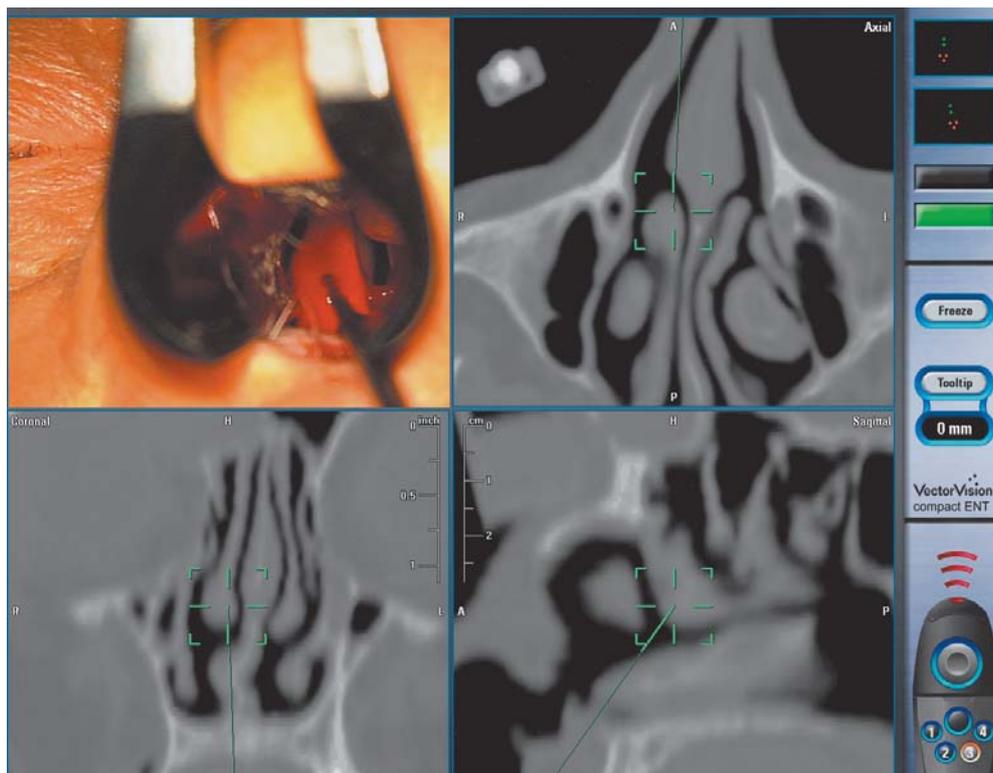


Abb. 3 ◀ Ein intraoperativer Schnappschuss

schließlich mit Literaturangaben verglichen wurden. Die intraoperative Systemgenauigkeit ließ sich visuell bestimmen, indem der Operateur verschiedene anatomische Strukturen identifizierte (die Nasenspitze, das Philtrum, die Spitze der mittleren Nasenmuschel, den Recessus frontalis und den sinuethmoidale Winkel). Die Differenz zwischen der Landmarke und der Pointerspitze (Abb. 4) wurde in der axialen Ebene auf dem Monitor bestimmt, wofür die Option „Distanzmessung“ verwendet wurde. Das System gibt hierfür die Abweichung in 0,1 mm an.

Zudem fand eine abschließende Befragung des Operateurs über die Zuverlässigkeit der Navigation für den jeweiligen Eingriff statt. Hierfür standen 4 Kategorien zur Verfügung:

- ▶ I Navigation ohne Probleme,
- ▶ II Navigation mit Problemen ohne Systemabsturz,
- ▶ III Navigation mit Systemabsturz,
- ▶ IV Abbruch der Navigation.

Ein Systemfehler galt als schwerwiegende Systemungenauigkeit von über 5 mm Abweichung. Ein Systemabbruch beinhaltete einen Absturz des Systems mit einem nachfolgenden Neustart des Navigationssystems.

Der „root mean square error“ (RMSE), der die allgemeine Fehlerabweichung des Registrationsvorganges erfasst, wurde als Gütesiegel des Registrierungsverfahrens dokumentiert. Außerdem wurden Systemgenauigkeiten während der Navigation mit weiteren Navigationsinstrumenten überprüft. Hierfür wurde zu Beginn der Navigation ein fester Punkt auf dem Headset festgelegt und am Ende der Instrumentenbenutzung die Systemabweichung festgehalten. Schließlich wurden Komplikationen dokumentiert, die auf den Gebrauch des Systems zurückzuführen waren.

Ergebnisse

Die Bilddatenaufbereitung erfolgte in allen Fällen in weniger als 20 min mit einer guten Bildqualität. Die präoperative Referenzierungszeit betrug 5 min ($\pm 4,1$ min). Die Operationsdauer betrug zwischen 60 und 90 min und unterschied sich nicht von anderen Eingriffen an unserer Klinik, die ohne Navigation durchgeführt wurden.

Der Referenzierungsstern ließ sich gut und zuverlässig befestigen. Die Fernbedienung ermöglicht dem Operateur die Navigation ohne Assistenz. Zudem erlaubt die Picture-in-picture-Opti-

Tabelle 2

Anzahl und Verteilung der navigationsgestützten NNH-Operationen, aufgeteilt in Ersteingriff/Revision

	Männer	Frauen	Gesamt
Anzahl der Patienten	38	22	60
Alter [Jahre]	43,6 (24–66)	47,2 (21–69)	45,2 (21–69)
S. maxillaris	30/22	18/13	48/35
S. ethmoidalis	27/19	15/10	42/29
S. frontalis	6/2	4/2	10/4
S. sphenoidalis	5/3	5/3	10/6

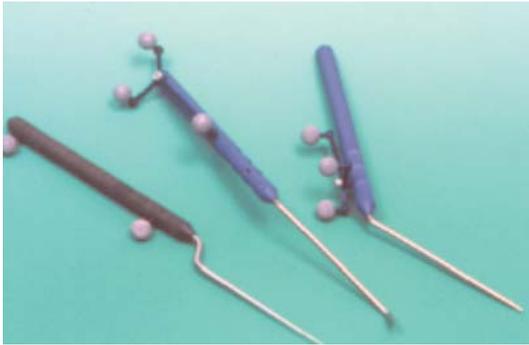


Abb. 4 ◀ Pointer: links der ursprüngliche Pointer und daneben die Pointer für tangential Navigation

on die visuelle Überprüfung der Navigation (s. Abb. 3).

Systemgenauigkeit

Die optisch bestimmte Systemgenauigkeit war bei allen Landmarken vergleichsweise ähnlich und betrug durchschnittlich 1,9 mm, wobei die Ungenauigkeit in den posterioren Abschnitten nur geringfügig zunahm (s. Tabelle 3). Es wurden keine Unterschiede der Abweichung in den einzelnen Ebenen beobachtet. Intraoperativ war die Systemzuverlässigkeit in 28 Fällen bei Kategorie I, in 22 Fällen bei Kategorie II, in 7 Fällen bei Kategorie III und in 3 Fällen bei Kategorie IV. Die speziellen Landmarken konnten in 83,3% aller Fälle angesteuert werden (s. Abb. 5). Während der Navigation betrug die intraoperative Abweichung 1,9 mm mit dem Pointer und stieg durch Wechsel der Instrumente auf 2,3 mm an. Der RMS betrug zwischen 0,16 bis 0,33 mm.

Komplikationen

Systembedingte Komplikationen waren nicht zu verzeichnen. Die intraoperative Bewegungsfreiheit des Chirurgen wurde jedoch in einzelnen Situationen durch Sichtverlust der Kameras einge-

schränkt, insbesondere bei Eingriffen an der Keilbeinhöhle. Durch eine Korrektur der Pointerhaltung bzw. der Position des Kameraarms konnte die Navigation jedoch in über 90% aller Fälle fortgesetzt werden.

Die Integration von weiteren Operationsinstrumenten wurde gelegentlich durch Lockerung der Applikatorhalterung verschlechtert, sodass eine neue Kalibrierung erforderlich war. Ferner zeigten sich bei Anwendung der 70°-Kürette Probleme bei der Erkennung des Instruments während der Navigation bedingt durch Sichtverlust der reflektierenden Kugeln.

Der Kopf des Patienten konnte problemlos in allen Richtungen bewegt werden, ohne Einbußen in der Systemgenauigkeit oder ein Verrutschen des Headsets in Kauf nehmen zu müssen.

Diskussion

Die computerassistierte Chirurgie hat zum Ziel, die räumliche Orientierung in schwierigen Situationen zu erhöhen, um damit minimal-invasive Eingriffe sicherer zu gestalten, die Komplikationsraten zu minimieren [4,10] und die intraoperative Patientensicherheit zu erhöhen. Als Beurteilungsparameter für die intraoperative Systemgenauigkeit werden

verschiedene Methoden beschrieben. Ein objektives Messverfahren der Systemabweichung hat sich bis heute für keine klinische Anwendung als praktikabel erwiesen. Daher wird die visuelle Bestimmung vielfach bevorzugt, wobei sich insbesondere die Identifizierung der Rhinobasis, des Philtrums, der Lamina papyracea und des Recessus frontalis als hilfreich zeigte [4, 7, 14].

Elektromechanische Systeme

Verschiedene Systeme konkurrieren um die Verwendung für die intraoperative Navigation im Nasennebenhöhlenbereich. Für die ISG-Viewing-Wand® als ein weitverbreitetes elektromechanisches System wird eine Genauigkeit zwischen 1,5 und 3 mm bei guter Reproduzierbarkeit beschrieben [4]. Die eingeschränkte Flexibilität des Systems aufgrund der Verwendung eines rigiden Arms stellt jedoch einen entscheidenden Nachteil dar.

Elektromagnetische Systeme

Elektromagnetische Systeme besitzen ebenfalls eine mittlere Systemgenauigkeit von annähernd 2 mm [14,15]. Jedoch ist ein spezielles antimagnetisches Instrumentarium notwendig. Zudem wird gelegentlich die intraoperative Bewegungsfreiheit durch Verwendung von Steckverbindungen beeinträchtigt. Auch lässt die Genauigkeit an der hinteren Rhinobasis infolge einer Abschwächung des Magnetfeldes in der Tiefe nach.

Neuere Systeme wie das NEN-System® oder das VTI 3500® beschreiben vielversprechende Fortschritte im Sinne einer besseren Tiefengenauigkeit durch eine Magnetverstärkung, wobei vergleichende Studien bezüglich Praktikabilität und Handling noch ausstehen. Zu-

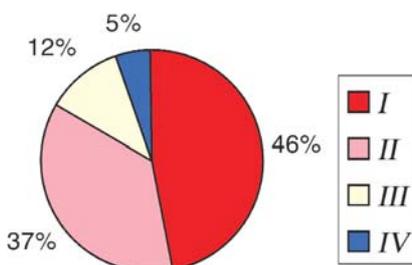


Abb. 5 ▲ Beurteilung der Navigation durch den Operateur, aufgeteilt in Kategorien

Tabelle 3
Ergebnisse der visuellen Bestimmung der Systemabweichung

Landmarke	Abweichung (95%-Perzentile, Std.)
Nasenspitze	1,9 mm (1,8–2,3 mm, ±0,1)
Mittlere Nasenmuschel	1,9 mm (1,6–2,2 mm, ±0,2)
Philtrum	1,8 mm (1,7–2,2 mm, ±0,1)
Sinuethmoidaler Winkel	2,0 mm (1,6–2,2 mm, ±0,2)
Recessus frontalis	2,1 mm (1,7–2,2 mm, ±0,1)

dem konnte das NEN-System® bisher nur in der Mayfield-Klemme verlässlich verwendet werden, wodurch die Bewegungsfreiheit des Operateurs stark eingeschränkt wird.

Optoelektrische Systeme

Auch bei optoelektrischen Systemen ließ sich eine mittlere Systemgenauigkeit zwischen 0,5 bis 2 mm nachweisen [2,7]. Somit beträgt die mittlere Systemgenauigkeit der z. Z. im Handel befindlichen Navigationssysteme unter 2 mm in der Nasennebenhöhlenchirurgie und entspricht annähernd der Schichtdicke der rekonstruierten Computertomographien. Eine Systemgenauigkeit von unter 1 mm erscheint aufgrund der Dicke der Pointerinstrumente und der CT-Schichten nicht möglich [14].

Handlichkeit

Die Handlichkeit eines Systems besitzt neben der Systemgenauigkeit heutzutage einen immer höheren Stellenwert. Schmerber und Chassat konnten bei einem Vergleich von verschiedenen Navigationssystemen insgesamt für 89,2% der Eingriffe eine sehr gute Reproduzierbarkeit feststellen, demgegenüber zeigte sich nur in 10,8% der Fälle eine gute Genauigkeit. Eine schlechte Anwendbarkeit zeigte sich nicht, wobei aufgrund einer geringen Fallzahl von 20 Patienten die Aussagekraft der Studie deutlich eingeschränkt ist [14]. Demgegenüber fanden wir in dieser Studie bei 83,3% der Patienten eine gute bis sehr gute Handhabung des Systems.

Referenzierungszeit

Für die Praktikabilität eines Navigationssystems spielt neben der Handlichkeit auch die Zeit, die für den präoperativen Systemaufbau benötigt wird, eine wichtige Rolle. Für einige Navigationssysteme wurden Referenzierungszeiten zwischen 10 und 15 min beschrieben [1, 2, 5,15]. Demgegenüber konnte in dieser Untersuchung die Referenzierungszeit auf 5 min gesenkt werden und führt zu keiner wesentlichen Verlängerung der Operationsdauer.

Vorteile des speziellen Systems

Das neue *VectorVision Compact*® wurde speziell für Operationen an der Schädelbasis und den Nasennebenhöhlen konzipiert. Durch die Einführung einer Fernbedienung ist der Operateur in der Lage ohne Assistenz die Systemeinstellungen zu verändern und zu navigieren. Die automatische Referenzierung spart Zeit und konnte die Registrationsfehler reduzieren.

Insbesondere zu beachten ist die hohe Systemgenauigkeit an der hinteren Rhinobasis, wo sich eine konstante Systemgenauigkeit im Gegensatz zu den gängigen elektromagnetischen Systemen zeigte. Das neue Headset erleichterte das Handling ebenso wie die Referenzierungsprozedur und beeinflusste die Systemgenauigkeit nicht negativ. Eine Kopffixierung war daher nicht notwendig. Weitere Funktionen wie die intraoperative Möglichkeit der „Schnapschussfunktion“ und die Picture-in-picture-Option stellten sich als durchaus nützlich für die Navigation heraus (s. Abb. 3).

Das System erwies sich zuverlässig und geeignet für die Nasennebenhöhlenchirurgie, wobei die Navigation aufgrund von Datenverlusten immer mit dem Operationssitus verglichen werden sollte.

Navigationsprobleme

In einigen Fällen wurde die Navigation beeinträchtigt, zumeist durch Gegenstände, welche zu einem Sichtverlust der reflektierenden Kugeln führten. Durch ein notwendiges Aufblicken bei der Navigation zur Identifizierung der Strukturen kam es gelegentlich zu Messfehlern, die unter anderem durch ein Verrutschen des Pointers bedingt wurden. Daher wäre eine bessere Integration des Mikroskops oder Endoskops in die Navigationseinheit wünschenswert.

In einzelnen Situationen wurde die Navigation durch Verrutschen der Maske beeinträchtigt. Insbesondere beim tangentialen Arbeiten mit dem Pointer zeigten sich die Grenzen des Systems. Für eine bessere Navigation beim tangentialen Arbeiten wurde deswegen ein spezieller Pointer entwickelt, welcher sich als nützlich für die Navigation der Stirn- und Keilbeinhöhle erwies (s. Abb. 4).

Die Kalibration von Operationsinstrumentarium gestaltete sich problemlos. Die Integration der 70°-Kürette für die Navigation zeigte sich eine Systemgenauigkeit von 2,3 mm und erwies sich als nützlich. Jedoch traten gelegentlich Probleme durch Lockerung der Applikatorhalterung auf, sodass die Einbindung von Operationsinstrumenten nach wie vor verbesserungswürdig bleibt.

Für die Navigation bei chronisch entzündlichen Erkrankungen der Nasennebenhöhlen hat sich das neue Headset bewährt. Jedoch ist es für spezielle Eingriffe, insbesondere transfaziale und oroantrale Zugänge, nicht geeignet. Hier muss auf die ursprüngliche Markerpositionierung oder die Laserregistrierung zurückgegriffen werden und ggf. eine Kopffixierung in der Mayfield-Klemme erfolgen. Eine intraoperative Registrierung ist mittels Laser möglich und scheint vielversprechend, wobei eine abschließende Aussage über die generelle Anwendung zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht möglich ist.

Fazit

Das *VectorVision Compact*® erwies sich als hilfreich und nützlich für die Navigation bei Eingriffen zur Therapie entzündlicher Erkrankungen der Nasennebenhöhlen. Das System zeigte sich als stabil und zuverlässig mit einer mittleren Systemgenauigkeit von 1,9 mm. Auch andere Operationsinstrumente konnten neben dem herkömmlichen Zeiger integriert werden, wobei die Genauigkeit gegenüber dem Zeiger zurückblieb. Die Integration von weiteren Instrumenten war durchaus hilfreich.

Literatur

1. Anon JB, Klimek L, Mosges R, Zinreich SJ (1997) Computer-assisted endoscopic sinus surgery. An international review. *Otolaryngol Clin North Am* 30: 389–401
2. Caversaccio M, Bachler R, Ladrach K et al. (2000) Frameless computer-aided surgery system for revision endoscopic sinus surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg* 122: 808–813
3. Freysinger W, Gunkel AR, Thumfart WF (1997) Image-guided endoscopic ENT surgery. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 254: 343–346
4. Grevers G, Menauer F, Leunig A, Caversaccio M, Kastenbauer E (1999) Navigation surgery in diseases of the paranasal sinuses. *Laryngorhinootologie* 78: 41–46

5. Gunkel AR, Thumfart WF, Freysinger W (2000) Computer-aided 3D-navigation systems. Survey and location determination (see comments). HNO 48: 75–90
6. Klimek L, Ecke U, Lubben B, Witte J, Mann W (1999) A passive-marker-based optical system for computer-aided surgery in otorhinolaryngology: development and first clinical experiences. Laryngoscope 109: 1509–1515
7. Luxenberger W, Kole W, Stammberger H, Reittner P (1999) Computer assisted localization in endoscopic sinus surgery – state of the art? The Insta Trak system. Laryngorhinootologie 78: 318–325
8. Mann W, Klimek L (1998) Indications for computer-assisted surgery in otorhinolaryngology. Comput Aided Surg 3: 202–204
9. Messerklinger W (1994) Background and evolution of endoscopic sinus surgery. J Ear Nose Throat 73: 449–450
10. Moses RL, Cornetta A, Atkins JPJ et al. (1998) Revision endoscopic sinus surgery: the Thomas Jefferson University experience. J Ear Nose Throat 77: 190, 193–190, 202
11. Mösges R, Klimek L (1993) Computer-assisted surgery of the paranasal sinuses. J Otolaryngol 22: 69–71
12. Rauchfuss A (1990) Complications of endonasal surgery of the paranasal sinuses. Special anatomy, pathomechanisms, surgical management. HNO 38: 309–316
13. Schlöndorff G, Mösges R, Meyer-Ebrecht D, Krybus W, Adams L (1989) CAS (computer assisted surgery). A new procedure in head and neck surgery. HNO 37: 187–190
14. Schmerber S, Chassat F (2001) Accuracy evaluation of a CAS System: Laboratory Protocol and Results with 6D Localizers, and Clinical Experiences in Otorhinolaryngology. Comput Aided Surg 6: 1–13
15. Sedlmaier B, Schleich A, Ohnesorge B, Jovanovic S (2001) Das NEN®-HNO-Navigationssystem. HNO 49: 523–529

**Hier steht eine
Anzeige**



Springer