

**DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA Y ESPECIALIDADES
QUIRÚRGICAS DE LA UNIVERSIDAD DE BARCELONA**

**PRECISIÓN Y UTILIDAD DE LA
NEURONAVEGACIÓN EN LA
CIRUGÍA ENCEFÁLICA**

**Trabajo realizado para optar al Grado de Doctor en Medicina
y Cirugía por**

ROSA MARÍA MARTÍNEZ MAÑAS

Dirigido por el Profesor Dr. Enrique Ferrer Rodríguez

A mi padre

A mi madre

A Christian

Je le pansait, Dieu le garit

Ambroise Paré, cirujano (1509-1590)

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Enrique Ferrer, por sus enseñanzas, entusiasmo y por haberme introducido en el mundo de la neuronavegación.

Al personal del Servicio Radiodiagnóstico del Hospital Clínic de Barcelona, médicos y técnicos, por su gran colaboración y disponibilidad, sin los cuales este trabajo no habría sido posible.

A Toni Mitjana por su inestimable colaboración en el tratamiento estadístico de los datos.

A mis compañeros de trabajo del Hospital Clínic, Quim, Guillermo, Tolo, Gloria y José, por haberme ayudado en la recogida de datos.

A los Dres. Félix Gastón, Carlos García-Amorena, Luis Caral, Jaime Caral y Jordi Rumià, por haberme formado como neurocirujano y haberme hecho amar mi trabajo.

A la Dra Neus Fábregas, por su apoyo, ayuda y dosis de moral en la distancia.

Al personal del quirófano de Neurocirugía del Hospital Clínic por su paciencia y ayuda en la utilización intraoperatoria del neuronavegador.

A Alejandro Gázquez, de BrainLab, por proporcionarme los datos técnicos.

A Christian, mi compañero en la vida y mi mejor amigo, que nunca me ha permitido sentirme sola en la distancia de mi país y de mi familia.

La autora no recibió ayuda financiera de BrainLab para este estudio y no tiene una asociación remunerativa con la compañía

ÍNDICE

INTRODUCCION	1
1. RECUERDO HISTÓRICO	3
2. LOCALIZACIÓN INTRACRANEAL	6
3. PRINCIPIOS DE LA NEUROCIRUGÍA GUIADA POR LA IMAGEN	9
3.1. Métodos de digitalización del espacio	11
3.1.1. Marco estereotáxico	11
3.1.2. Brazo mecánico	13
3.1.3. Infrarrojos	14
3.1.4. Ultrasonidos	15
3.1.5. Grabación de video	16
3.2. Obtención de imágenes	17
3.2.1. Atlas estereotáxico del encéfalo	17
3.2.2. Tomografía computerizada (TC)	18
3.2.3. Resonancia magnética	20
3.2.4. SPECT, PET, ultrasonografía, mapeo por EEG	21
3.3. Análisis de la imagen	24
3.3.1. Registro de imágenes médicas	24
3.3.2. Registro vs reformateado y segmentación (rendering)	26
3.3.3. Reformateado de imágenes	28
3.3.4. Rendering (reconstrucción,segmentación)	28
3.3.5. Registro de correlación: de la imagen al espacio físico	30

3.3.5.1.	<i>Marco estereotáxico</i>	30
3.3.5.2.	<i>Marcadores fiduciaros</i>	31
3.3.5.2.1.	Marcadores fiduciaros implantables	32
3.3.5.2.2.	Marcadores fiduciaros no invasivos	33
3.3.5.2.3.	Referencias anatómicas	33
3.3.5.3.	<i>Superposición de superficies y volúmenes</i>	34
3.3.5.4.	<i>Registro de correlación imagen a imagen</i>	35
3.3.5.5.	<i>Registro de correlación estático/dinámico</i>	36
3.3.5.6.	<i>Momento de la toma de imágenes: pre e intraoperatorias</i>	36
3.4.	Actualización de los datos intraoperatorios en tiempo real	37
4.	SISTEMA BRAINLAB-VECTOR VISION	39
4.1.	Sistema BrainLab	39
4.2.	Componentes del Vector Vision	41
4.2.1.	Estación de trabajo	41
4.2.2.	Sistema de cámara	42
4.2.3.	Sistema marcador reflectante	43
4.2.4.	Adaptadores con esferas marcadoras reflectantes	44
4.2.5.	Fiduciales cutáneos	47
4.2.6.	Interconexión con el microscopio	48
5.	UTILIZACIÓN DEL SISTEMA DE NEURONAVEGACION VECTOR VISION	50
5.1.	Planificación y abordaje quirúrgico	50

5.2. Registro bajo condiciones estériles	55
5.3. Registro bajo condiciones no-estériles	56
5.4. Precisión del registro	57
5.5. Re-registro	58
5.6. Procedimiento quirúrgico utilizando el sistema de neuronavegación	58
5.7. Comprobación de la precisión intraoperatoria y de aplicación	60
6. PRECISION	61
6.1. Comparación de los sistemas de navegación con el método estereotáxico	63
6.2. Precisión del sistema interno del neuronavegador	65
6.3. Precisión y técnicas de imagen	65
6.4. Precisión a través de la colocación de fiduciales	66
7. TIPOS DE ERROR EN LA NAVEGACION	68
7.1. Errores en la adquisición de datos	70
7.2. Errores técnicos en el procedimiento de digitalización espacial	72
7.3. Errores de localización del puntero	72
7.4. Errores en la posición del conjunto de la cámara	73
7.5. Efecto de la vibración mecánica del conjunto de la cámara	74

8. DISTORSION CEREBRAL	76
9. UTILIDADES	79
10. COMPLICACIONES ASOCIADAS A LOS SISTEMAS DE NAVEGACION	82
11. APLICACIONES DE LA NEURONAVEGACION A DIFERENTES PROCEDIMIENTOS NEUROQUIRURGICOS	83
11.1 Cirugía tumoral	83
11.2 Cirugía de la base de cráneo	86
11.3 Abordajes transesfenoidales	87
11.4 Cirugía de la región pineal	88
11.5 Neurocirugia funcional	89
11.6 Cirugia de la epilepsia (amigdalohipocampectomia)	90
11.7 Endoscopia	92
11.8 Proyeccion de estructuras intracraneales a la superficie craneal	93
11.9 Braquiterapia intersticial y radiocirugia estereotáxica	95
11.10 Reconstrucción craneo-facial	95
11.11 neuronavegación espinal	96
HIPÓTESIS DE TRABAJO	97
OBJETIVOS	101

MATERIAL Y MÉTODOS	105
1. POBLACIÓN Y MÉTODOS:	107
1.1. Población	107
1.2. Sistema de Neuronavegación	108
1.3. Sistema de registro	109
1.3.1. Fiduciales adhesivos cutáneos	109
1.3.2. Z-touch®	110
1.4. Exploraciones radiológicas	112
1.5. Transmisión de datos radiológicos a la estación de planificación	113
1.6. Planificación quirúrgica	114
1.7. Registro	116
1.8. Procedimiento quirúrgico	119
1.9. Estudio de la precisión	120
1.10. Postoperatorio	122
1.10.1. Exámen radiológico postoperatorio transmitido a la estación de planificación	122
1.11. Cirugía endoscópica	125
1.12. Cirugía de la enfermedad de Parkinson	127
1.13. Utilidad de la navegación	128
2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	129

RESULTADOS	137
1. GENERALIDADES	139
1.1. Pacientes	139
1.1.1. Grupo estudio	139
1.1.2. Grupo control	140
1.2. Patologías	141
1.2.1. Grupo estudio	141
1.2.2. Grupo control	141
1.3. Sintomatología preoperatorio	142
1.4. Localización tumoral	143
1.4.1. Grupo estudio	143
1.4.2. Grupo control	144
2. EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS	145
2.1. Preoperatorio	145
2.1.1. TC y RM	145
2.1.2. Tiempo desde exploración radiológica y cirugía	145
2.1.3. Tamaño y número de los cortes utilizados en la reconstrucción	146
2.2. Postoperatorio	147
2.2.1. Tiempo desde las exploraciones radiológicas pre y postoperatorias y cirugía	147
2.2.2. Tamaño y número de los cortes utilizados en la reconstrucción	147

3. PLANIFICACIÓN QUIRÚRGICA	148
3.1. Dibujo de las áreas de interés	148
3.2. Volumen tumoral preoperatorio	149
3.3. Area planificada de resección	150
3.4. Estructuras adyacentes al tumor	151
3.5. Estructuras invadidas por el tumor	152
3.6. Marcaje preoperatorio de áreas corticales funcionales	152
3.7. Incidencias de la planificación	152
3.8. Objetivos de la planificación	153
3.9. Destrucción ósea tumoral	153
4. REGISTRO DEL PACIENTE	153
4.1. Fiduciales adhesivos cutáneos	153
4.2. Z-touch®	155
4.3. Intentos de registro hasta obtener la precisión definitiva	156
4.4. Incidencias durante el registro	157
4.5. Utilización de la cinta de referencia	158
4.6. Utilización de referencias anatómicas	158
4.7. Tiempo de registro	159
5. PRECISIÓN	159
5.1. Precisión y sistemas de registro	159
5.2. Precisión en función del tamaño del corte de las exploraciones radiológicas	160
5.3. Precisión cuando se utiliza como técnica de imagen el TC	161

5.4. Precisión cuando se utiliza como técnica de imagen la RM	162
5.5. Precisión en función del tiempo transcurrido entre exploración radiológica preoperatorio y cirugía	162
5.6. Precisión y toma de referencias anatómicas	163
6. CIRUGIA	163
6.1. Generalidades	163
6.2. Asociación a otras tecnologías	164
6.3. Colocación de la estrella de referencia	164
6.4. Tipos de procedimientos quirúrgicos	165
6.5. Neuroavegación en la guía de la craneotomía	165
6.6. Utilización de adaptadores universales	166
6.7. Problemas en la distribución de quirófano	166
6.8. Incidencias operatorias	168
6.9. Tiempo quirúrgico total	169
6.9.1. Grupo estudio	169
6.9.2. Grupo control	169
7. POSTOPERATORIO	170
7.1. Lesión de estructuras marcadas en la planificación	170
7.1.1. Estructuras adyacentes a la tumoración	170
7.1.2. Estructuras invadidas por el tumor	170
7.1.3. Marcaje de áreas corticales funcionales	170
7.2. Centraje de la craneotomía	171
7.3. Sintomatología postoperatoria	171
7.3.1. Grupo estudio	171

7.3.2. Grupo control	172
7.4. Complicaciones	173
7.4.1. Grupo estudio	173
7.4.2. Grupo control	173
7.5. Infecciones postoperatorias	175
7.5.1. Grupo estudio	175
7.5.2. Grupo control	175
7.6. Diagnóstico anátomo-patológico (grupo estudio/grupo control)	176
7.7. Estancia hospitalaria	178
7.7.1. Grupo estudio	178
7.7.2. Grupo control	178
7.8. Karnofsky	179
7.9. Mortalidad	180
7.9.1. Grupo estudio	180
7.9.2. Grupo control	180
8. GRADO DE RESECCIÓN TUMORAL	181
8.1. Grupo estudio	181
8.2. Grupo control	182
9. SUPERPOSICIÓN DE IMÁGENES	183
10. CIRUGÍA ENDOSCÓPICA	185
11. CIRUGÍA DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON	187

12. FALLOS DEL SISTEMA DURANTE LA CURVA DE APRENDIZAJE	189
13. UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACIÓN	192
DISCUSIÓN	197
1. CONSIDERACIONES GENERALES DE LA NEURONAVEGACION	199
2. NEURONAVEGACION Y PRECISION	201
2.1 Errores asociados a las exploraciones radiológicas	204
2.2 Errores asociados al registro	208
2.2.1 Marcas fiduciaras	208
<i>2.2.1.1 Tipos de marcas fiduciaras</i>	208
<i>2.2.1.2 Distribución y número</i>	210
<i>2.2.1.3 Errores asociados</i>	213
<i>2.2.1.4 Selección y registro de las marcas</i>	214
2.2.2 Registro a través del microscopio	215
2.3 Desplazamiento cerebral	215
2.3.1 Desplazamiento en función de la posición de la cabeza durante la exploración radiológica	216
2.3.2 Desplazamiento al fijar el paciente al cabezal de Mayfield	217
2.3.3 Desplazamiento en la posición operatoria	218

2.3.4 Desplazamiento intraoperatorio	219
2.3.5 Métodos para evitar/corregir el desplazamiento cerebral	222
3. NEURONAVEGACION INTRAOPERATORIA	224
3.1 Planificación	224
3.2 Tiempo de registro	225
3.3 Incidencias intraoperatorias asociadas a la utilización del neuronavegador	227
4. INFLUENCIA DE LA NEURONAVEGACION EN LA RESECCION TUMORAL	229
5. UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACION	235
5.1 Utilidad objetiva	235
5.2 Utilidad subjetiva	241
6. APLICACIONES DE LA NEURONAVEGACION EN CIRUGIAS ESPECIFICAS	242
6.1 Cirugía de la enfermedad de Parkinson	242
6.2 Endoscopia ventricular	243
CONCLUSIONES	245
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	249

INTRODUCCION

1. RECUERDO HISTÓRICO

La cirugía estereotáxica es el concepto fundamental de la navegación, y ésta, por definición es la orientación en el espacio. En medicina, se adopta este término para expresar la orientación respecto a un volumen anatómico tridimensional.

El primer sistema de estereotáxia o navegación espinal lo desarrolló C. Woroschiloff en 1874 para investigaciones neurofisiológicas en médula espinal de conejos [192]. El primer marco estereotáxico para la navegación intracraneal lo desarrolló D.N. Zernow en 1889 [198]. Después, V. Horsley y R.H. Clark diseñaron un sistema estereotáxico para experimentos animales y publicaron sus primeras operaciones en 1908 [69]. No fue hasta 1947, cuando E.A Spiegel y H.T. Wycis introdujeron el método estereotáxico en la práctica clínica a través de la utilización de imágenes de rayos X (RX) intraoperatorias, biplanares, ortogonales, para la guía en el abordaje quirúrgico[167].

La introducción de los sistemas de diagnóstico digital por la imagen (Tomografía Axial Computerizada (TC) y Resonancia Magnética Nuclear (RM)) supuso una revolución y la universalización de las técnicas estereotáxicas en la práctica clínica. Kelly y col. inició la combinación de los

principios de la cirugía estereotáxica con las modalidades modernas de imagen para la resección de tumores cerebrales [86]. Desarrolló un *software* especial para la "resección volumétrica" de tumores y combinó un microscopio y el sistema estereotáxico Todd-Wells para los procedimientos quirúrgicos [80,81,82,83,85]. Basada en este trabajo, la neurocirugía guiada por estereotáxia se convirtió en una herramienta útil para el tratamiento de lesiones en áreas elocuentes.

El término *neuronavegación* fue acuñado por Watanabe [184], y consiste en un método técnico de orientación espacial intracraneal (o espinal) intraoperatorio a través de la superposición de las estructuras anatómicas operatorias con el TC y RM preoperatorios, permitiendo al neurocirujano una guía interactiva por la imagen. Los primeros sistemas se desarrollaron independientemente en Estados Unidos, Japon y Europa. La idea básica, ajustándonos a la definición de R.L. Galloway [37], "track the surgical position in physical space and display the position in image space" (n.d.t: localiza la posición quirúrgica en el espacio físico y presenta la posición en el espacio de imagen), se puede realizar utilizando diferentes principios técnicos. Watanabe y col. [185] describieron un sistema de navegación basado en un brazo mecánico con potenciómetros en las articulaciones. En 1986, Roberts y col. [152] y más tarde Barnett y col. [6] utilizaron un sistema de navegación basado en digitalizadores ultrasónicos

(principio del "spark gap", literalmente, "intervalo de chispa"). Kato y col. [77] utilizaron un sistema de navegación basado en un digitalizador tridimensional, detector de campos magnéticos, para determinar la posición espacial de los instrumentos quirúrgicos. Ryan y col. [15] usaron un sistema basado en diodos emisores de luz (LED) que eran detectados por dos o más cámaras. Los sistemas más recientes, a diferencia de los sistemas de detección activa de los LED, se basan en la reflexión pasiva de los flashes infrarrojos sobre los LED.

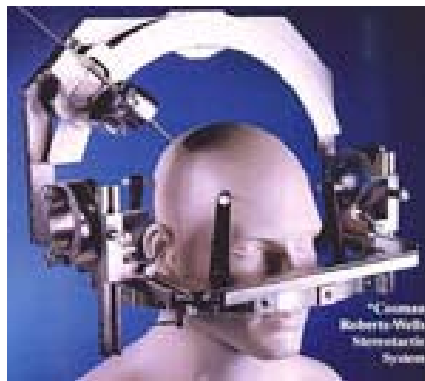
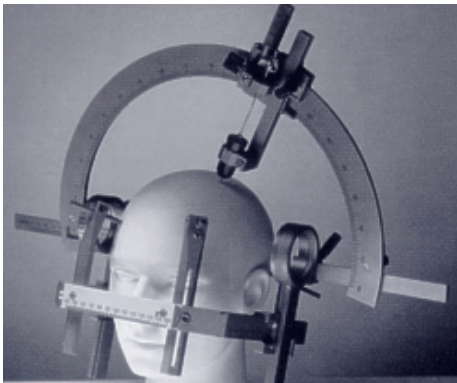


Figura 1: Diferentes modelos de marco estereotáxico. De izquierda a derecha: Leksell y CRW

2. LOCALIZACIÓN INTRACRANEAL

La localización intracraneal supone un reto para todo neurocirujano, ya que para realizar cualquier intervención neuroquirúrgica se requiere un sentido de la percepción espacial tridimensional de la anatomía cerebral. La adquisición de esta habilidad constituye una gran parte del aprendizaje de cada neurocirujano, cuyo desarrollo y madurez, a través de la experiencia clínica continuada, proporciona un sentido espacial que sirve de guía durante la cirugía. Sin embargo, las variaciones anatómicas interindividuales, la distorsión de la anatomía debida al proceso patológico, los abordajes quirúrgicos oblicuos y la limitación del campo visual, reta diariamente esta habilidad.

Para solventar este problema se han desarrollado múltiples sistemas de ayuda en la localización intracerebral. Desde el momento de la historia clínica y exploración física, todo tiene una finalidad localizadora. Las técnicas de imagen preoperatorias nos muestran la anatomía individual del paciente. Los registros electrofisiológicos nos permiten realizar un mapa funcional del sistema nervioso. Las imágenes intraoperatorias, a través de escopia y ultrasonidos, asisten en la monitorización del procedimiento quirúrgico. La incorporación de técnicas digitales de escaner ha supuesto

una verdadera revolución en la planificación de las intervenciones neuroquirúrgicas, sin embargo, hay que tener en cuenta que son sólo imágenes de la anatomía relevante. Sin un marco de referencias, por el cual podemos registrar esta imagen en relación al espacio físico, sólo obtendremos una interpretación subjetiva, ya que, las imágenes, si no son registradas, son sólo imágenes no mapas.

Todo lo anterior conduce al desarrollo de los sistemas de navegación. El primero, y que continúa siendo el estandar, es la estereotaxia con marco, y en los últimos 10 años, los navegadores o sistemas estereotáxicos sin marco. Éstos últimos realizan el registro de las imágenes preoperatorias en relación al espacio físico en el que está colocada la cabeza del paciente y así permiten la localización intraoperatoria.

Los requisitos del sistema de navegación se pueden resumir del siguiente modo [50]:

- Permitir la planificación del abordaje quirúrgico sobre las imágenes preoperatorias
- Proporcionar una herramienta de localización intraoperatoria que permita la presentación, en tiempo real, de la posición quirúrgica sobre las imágenes preoperatorias registradas y reformateadas
- Debe ser preciso e informarnos de su precisión en cada procedimiento

- Debe permitir integrar en su sistema de coordenadas registradas otros métodos de localización intraoperatoria (ultrasonidos, electrofisiología, RM intraoperatoria.)
- Debe permitir la comparación de las imágenes pre, intra y postoperatorias

Estos sistemas son una realidad y su utilización está cada vez más generalizada, ya que, a pesar de ciertas carencias, permiten al cirujano una información suplementaria en la orientación y localización durante el acto quirúrgico, pero que en ningún momento suplen el aprendizaje en la habilidad espacial del que hablábamos al inicio del apartado.



Figura 2: Utilización del neuronavegador en quirófano

3.PRINCIPIOS DE LA NEUROCIRUGÍA GUIADA POR LA IMAGEN

El término Neurocirugía Guiada por la Imagen -clásicamente cirugía estereotáxica- hace referencia al proceso por el cual se puede localizar con precisión una diana quirúrgica en el espacio tridimensional. Los métodos estereotáxicos sin marco han experimentado un desarrollo espectacular en la pasada década dando lugar al campo de la llamada *Neuronavegación*.

La intervención guiada por la imagen, con o sin marco estereotáxico clásico, se basa en tres fases fundamentales cuyo objetivo es trasladar con precisión la información anatómica, fisiológica y patológica, facilitada por las técnicas de imagen, al espacio físico de la intervención quirúrgica. Estas tres etapas son: la *digitalización del espacio*, la *digitalización de la imagen*, y la correspondencia entre espacio e imagen, también llamada fase de *registro de correlación* [38].

Digitalización del espacio

Consiste en establecer un punto de referencia fijo dentro del volumen que ocupa el tejido que será objeto de la intervención. Dicho punto de referencia será el centro de coordenadas cartesianas (ocasionalmente

polares) del sistema. Por ejemplo, en neurocirugía funcional, el "centro estereotáxico" del cerebro que empleamos es el punto intermedio de una línea trazada entre las comisuras anterior y posterior, ya que estas estructuras son identificables por las técnicas de neuroimagen [171]. Cualquier punto del cerebro queda entonces definido por sus tres coordenadas cartesianas relativas respecto a dicho punto intercomisural (lateralidad, anteroposterioridad y profundidad) [117].

Digitalización de la imagen

En la actualidad, todas las técnicas avanzadas de neuroimagen se obtienen, almacenan y procesan en formato digital.

Correlación

El tercer paso en el proceso de la neurocirugía guiada por la imagen consiste en establecer una correlación muy precisa entre cada punto de la matriz de datos de imagen y su correspondiente anatómico físico o "real" [117]. Los algoritmos matemáticos que llevan a cabo dicho proceso deben tener en cuenta los factores de rotación, aumento y traslación de la imagen, y al mismo tiempo ser capaces de comparar la imagen con el objeto del espacio físico [55].

Cada uno de los tres pasos presenta aspectos particulares, que a continuación se analizan por separado.

3.1 Métodos de digitalización del espacio

El sistema de coordenadas espaciales debe ser muy preciso (1 mm o inferior) al definir la posición de un punto dado del campo quirúrgico [38,55]. Este proceso es el que denominamos "digitalización del espacio" [38]. Las imágenes digitales del paciente se correlacionan luego con estos datos.

Los métodos de digitalización del espacio progresan constantemente en número, fiabilidad y facilidad de uso [117]. Todos ellos suponen soluciones muy ingeniosas al problema de la localización tridimensional en el ámbito neuroquirúrgico, al tiempo que presentan sus propias ventajas e inconvenientes.

3.1.1 Marco estereotáxico

Es el primer método, y el de mayor influencia y longevidad en la historia del desarrollo de la cirugía guiada por la imagen. Consiste en la

aplicación de una estructura rígida, firmemente anclada al cráneo del paciente, que impide el movimiento relativo entre uno y otro. El marco lleva incorporados unos marcadores de referencia -marcas fiduciaras o fiduciales-, fácilmente identificables por las técnicas de neuroimagen que se vayan a emplear [14]. Sobre el marco se montan unas escalas físicas que actúan como control de dirección y de profundidad, y que permiten colocar un instrumento quirúrgico (cánula, electrodo, etc.) en cualquier punto "diana" del cerebro.

Un marco estereotáxico bien diseñado puede alcanzar una precisión física de fracciones de milímetro [55,75]. No obstante, la precisión global de la técnica no es tan alta, ya que depende de la precisión de la imagen, y muy especialmente de la correlación entre imagen y realidad física [117].

A pesar de su gran precisión y seguridad, el uso del marco estereotáxico no está libre de inconvenientes importantes [68]:

- El marco y los sistemas de guía obstruyen la cirugía
- Sólo puede calcularse un número de dianas limitado
- No es posible tener un control visual directo e interactivo del extremo profundo del instrumento cuando avanza en el campo quirúrgico
- El paciente tiene que someterse a las técnicas de imagen, al transporte y a la cirugía con el marco fijado al cráneo, lo que incrementa muy

significativamente la invasividad, el tiempo quirúrgico y el riesgo de incidencias.

Todos estas desventajas han suscitado el desarrollo de la llamada estereotaxia "sin marco" o *neuronavegación*.

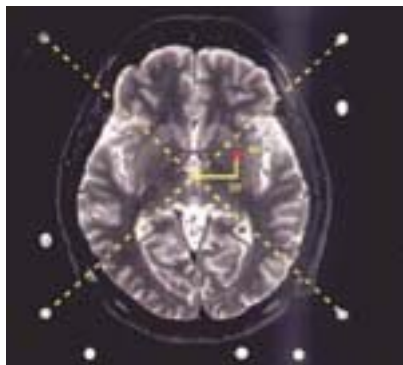


Figura 3: Toma de coordenadas del marco estereotáxico sobre una imagen de RM

3.1.2 Brazo mecánico

Si bien este sistema actualmente está en desuso, su principal mérito reside en que fue un sistema pionero de estereotaxia "sin marco" [185]. Consiste en un brazo mecánico multiarticulado, con medidores de ángulo en cada articulación, de modo que el sistema "conoce" las coordenadas del extremo de un puntero conectado al extremo distal del brazo articulado [184,96]. Su precisión limitada, la obstrucción del campo quirúrgico - en todo caso mucho menor que la del marco estereotáxico- y su difícil

manipulación en estructuras profundas son sus principales desventajas [23,50,51].

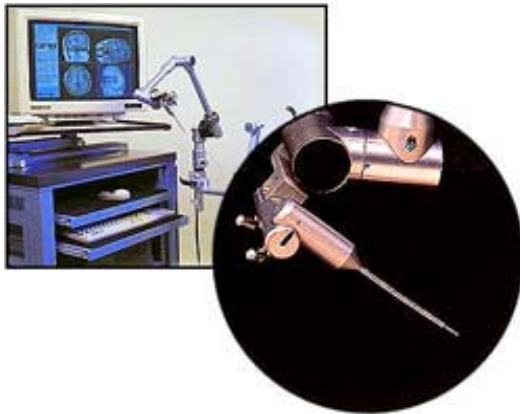


Figura 4: Ejemplo de sistema de navegación basado en brazo mecánico

3.1.3 Infrarrojos

La luz infrarroja emitida por diodos emisores de luz (LED) fijados a los instrumentos quirúrgicos, se detecta por tres receptores de infrarrojos situados en el quirófano. Ello permite la localización espacial del instrumento por triangulación [51]. Al mismo tiempo, un emisor de referencia fijado sobre el campo quirúrgico permite establecer una correlación espacial. Este sistema alcanza una precisión elevada (media de 1,4 mm) y es muy versátil, porque los LED pueden fijarse a cualquier instrumento quirúrgico, incluido el microscopio [15,51]. Tiene el inconveniente de que la línea de visión entre los LED y los detectores de

infrarrojos debe permanecer libre de obstáculos, lo que no siempre es fácil en un quirófano real.

3.1.4 Ultrasonidos

El principio es similar al del sistema de infrarrojos, pero con ultrasonidos. La fuente emisora de ultrasonidos es un arco voltaico situado en un instrumento quirúrgico. Los detectores de sonido distribuidos por el quirófano detectan la posición del instrumento, midiendo las diferencias del tiempo que tarda el ultrasonido en alcanzar los distintos detectores [15]. Aunque en condiciones ideales puede alcanzar una precisión comparable a los infrarrojos, es más susceptible a las interferencias del ruido ambiental y a los cambios de la temperatura del aire [15,58,155].

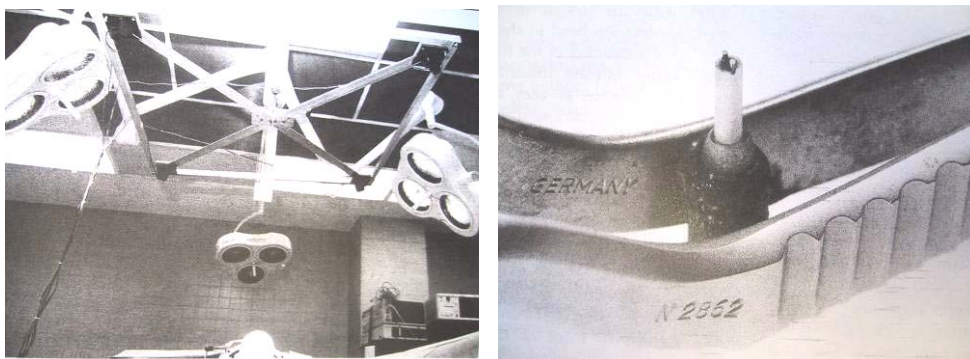


Figura 5:
Izquierda: Distribución de los micrófonos en quirófano.
Derecha: Diodo emisor de sonidos acoplado a una pinza quirúrgica

(Tomado de: Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993)

3.1.5 Grabación de vídeo

Dos cámaras de vídeo de alta calidad, situadas en ángulos distintos respecto al campo quirúrgico, graban sendas imágenes del mismo, que al fusionarse entre sí proporcionan una información estereoscópica que permite la localización de un objeto en el campo. Este sistema es particularmente adecuado para realizar registro dinámico y correlación de superficies [61].

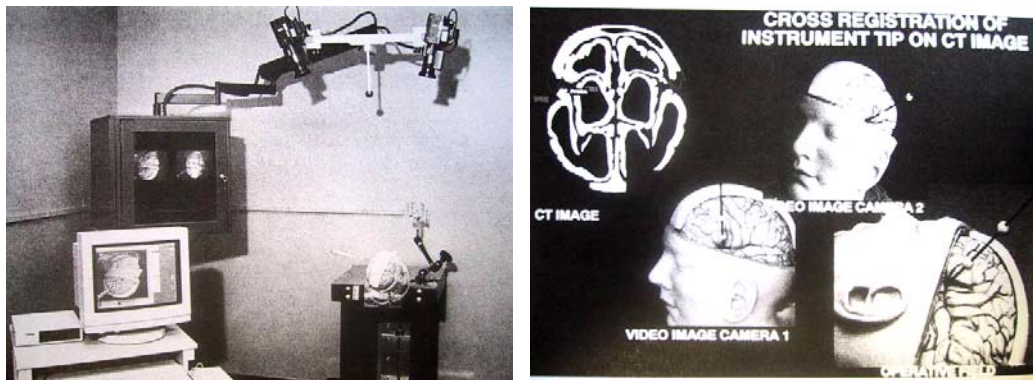


Figura 6: En la figura de la izquierda se observan las dos cámaras de vídeo conectadas a dos monitores de vídeo y una estación de trabajo. Las cámaras enfocan una cabeza de plástico acoplada a un localizador de vídeo. A la derecha se muestran las dos imágenes captadas por sendas cámaras desde diferentes ángulos, y la imagen final resultado de la superposición.

(Tomado de: Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993)

3.2 Obtención de imágenes

La calidad de los datos de imagen es uno de los factores más determinantes de la exactitud final de un sistema de neuronavegación [54,88,110,199].

3.2.1 Atlas estereotáxico del encéfalo

Se trata de mapas anatómicos, histológicos y funcionales muy detallados del encéfalo, basados en estudios de medición post-mortem. Todos los puntos anatómicos se localizan en referencia a la línea media y al ya citado plano intercomisural [36,171]. Mediante la neuroimagen, identificamos y localizamos las comisuras anterior y posterior en un paciente concreto, y de ellas deducimos la posición de la diana quirúrgica basándonos en las coordenadas relativas del atlas. Esto implica asumir que el cerebro utilizado para obtener el atlas es idéntico al del paciente, por lo que algunos atlas, más realistas, ofrecen datos de *probabilidad de localización* obtenidos al realizar el promedio entre muchos cerebros [9,30,46,117]. En todo caso, la precisión sobre dianas fisiológicas es aceptable, sobre todo si se dispone de confirmación mediante técnicas neurofisiológicas directas. La principal limitación de esta técnica reside en

la escasez de información anatomopatológica y neurofuncional que proporciona.

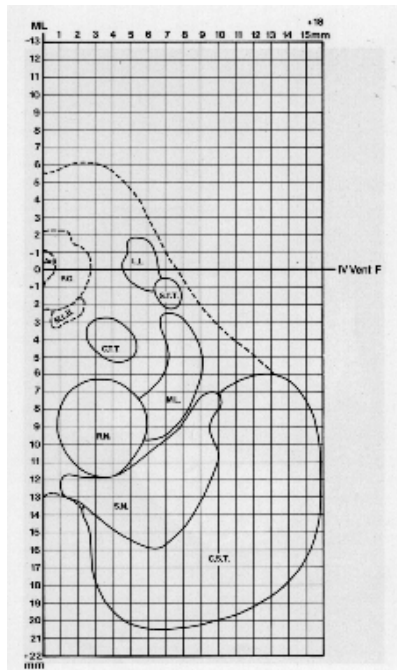
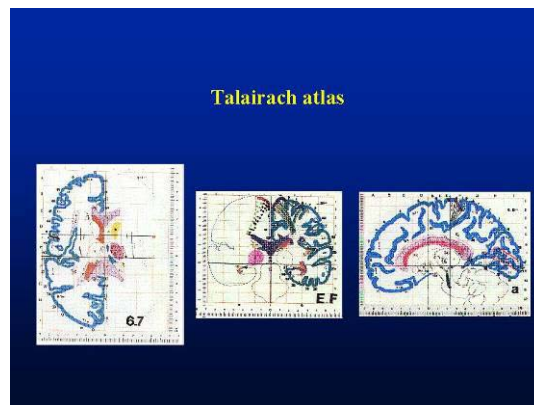


Figura 7: Atlas estereotáxico de Talairach. Cortes axial, coronal y sagital del cerebro



3.2.2 Tomografía Computerizada (TC)

Las imágenes médicas de TC, RM, PET, se obtienen como bases de datos volumétricas en tres dimensiones. Estas imágenes volumétricas se seccionan a lo largo de un eje dado para presentarlas como series de cortes en dos dimensiones. Así pues, estos cortes son información derivada, obtenidos de la imagen que es definida como un volumen. Estas imágenes contienen en sí mismas un sistema de coordenadas dado por el escaner durante la adquisición, lo que define una dirección temporal para cada punto

de este volumen de imagen [117]. No existe una relación entre cada una de estas direcciones temporales en una imagen y las direcciones conferidas a los mismos puntos durante la adquisición de otra imagen en otro momento [117]. Así mismo, tampoco existe una relación entre las direcciones temporales de los puntos en la imagen y las direcciones de los puntos en el espacio físico ocupado por la cabeza del paciente [117].



Figura 8: Los tres ejes sobre los que se realiza la sección del volumen cerebral para obtener un corte en dos dimensiones

El valor más crítico en la obtención de imágenes por TC es el grosor del corte. Por ello, en la NGI se emplean grosores de 2 mm como máximo [1,172]. Como dato de referencia, cabe destacar que para un grosor de corte de 4 mm, la precisión máxima que puede obtenerse es de $2,6 \pm 1,3$ mm [112]. La exactitud también depende de cada máquina. Los movimientos del paciente pueden añadir un error no cuantificable.



Figura 9: Paciente, con las marcas cutáneas adhesivas colocadas, entrando en el TC para la toma de imágenes preoperatorias.

3.2.3 Resonancia Magnética (RM)

La RM aplica un gradiente a través de un campo magnético para obtener la información posicional. No obstante, la imagen puede presentar distorsiones no lineales, impredecibles, causadas por fluctuaciones en el propio gradiente del campo [170]. Dichas distorsiones dependen también de la secuencia empleada, así pues, los errores entre T1 y T2, por ejemplo, pueden no coincidir, lo que hace aún más difícil la corrección de los mismos [170]. La distorsión de la imagen en la RM puede llegar a ser grave, desde el punto de vista quirúrgico, en los procedimientos que requieren un grado de precisión inferior al milímetro, como es el caso de la neurocirugía funcional.

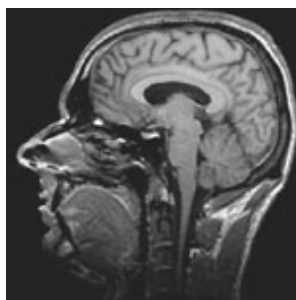


Figura 10: A la izquierda imagen de TC que permite una muy buena identificación de las estructuras óseas, mientras que a la derecha, la RM nos muestra de manera exquisita la anatomía cerebral

3.2.4 SPECT, PET, MEG, ultrasonografía, mapping por EEG

Pese a la utilidad de la información neurofuncional obtenida mediante estas técnicas, la resolución de la información anatómica que ofrecen es muy limitada, lo que requiere llevar a cabo un registro de correlación semimanual de imagen a imagen [117].

PET

A pesar de lo anterior, el PET se ha demostrado de gran utilidad, sobre todo preoperatoria, en el diagnóstico neuroquirúrgico. Mientras que la RM detecta lesiones intracraneales pequeñas, no siempre nos permite realizar la diferenciación entre tumor, gliosis y edema. El PET con (11) C-methionine, en cambio, permite realizar el diagnóstico de tumor con una sensibilidad del 87%, una especificidad del 75% , un valor predictivo positivo del 96% y un valor predictivo negativo del 43% [11]. En la patología tumoral, el PET (11) C-methionine delimita mejor los límites tumorales que la RM [11].

Ultrasonidos (US)

Los US, en su versión tridimensional, se utilizan fundamentalmente como fuente de imágenes intraoperatorias en tiempo real. Su combinación con la neuronavegación suscita muchas esperanzas por la posibilidad potencial de actualización de los datos de imagen a medida que transcurre la intervención y por consiguiente, corregir el problema derivado del desplazamiento cerebral intraoperatorio [47,55,58].

Durante el acto quirúrgico, el movimiento de ciertas referencias anatómicas se registra en forma de volúmenes ultrasónicos y se transfieren a un modelo elástico que manipula el TC o RM preoperatorios, de manera que el cirujano navega sobre estas imágenes manipuladas [58].

Sin embargo, los US tienen múltiples inconvenientes, el fundamental es su pobre resolución espacial y de contraste, y la distorsión de las imágenes. La reflexión de la impedancia acústica sobre el objeto diana provoca la omisión de estructuras anatómicas y además, la toma de imágenes suele ser oblicua, con lo que siempre se debe tener en cuenta las relaciones posicionales entre el transductor y la anatomía [58]. Además, los US son muy artefactables por sangre, aire e instrumentos [58].

Todo lo anterior permite una precisión media de localización espacial de $3,1 \pm 2,5$ mm [58], mucho menor a otros sistemas, lo que convierte a los

US en una información suplementaria en el momento actual, sobre la que mucho trabajo queda por hacer.

Mapeo electrofisiológico cerebral

El mapeo electrofisiológico intraoperatorio y la monitorización de áreas cerebrales elocuentes se puede combinar con la localización guiada por la imagen para mejorar la seguridad y eficacia de los procedimientos quirúrgicos en el córtex motor, sensitivo y del lenguaje [186].

La guía por la imagen, aisladamente, no es suficiente para el conocimiento de la organización funcional del cerebro debido a variaciones individuales, por ello se debe combinar con un mapeo electrofisiológico intraoperatorio, que nos permita la definición de los márgenes tumorales y su relación con el córtex sensitivo-motor sobre las imágenes de TC, RM y RM funcional preoperatorios, y de este modo, reducir la morbilidad de la cirugía en esta región [169,173,186].

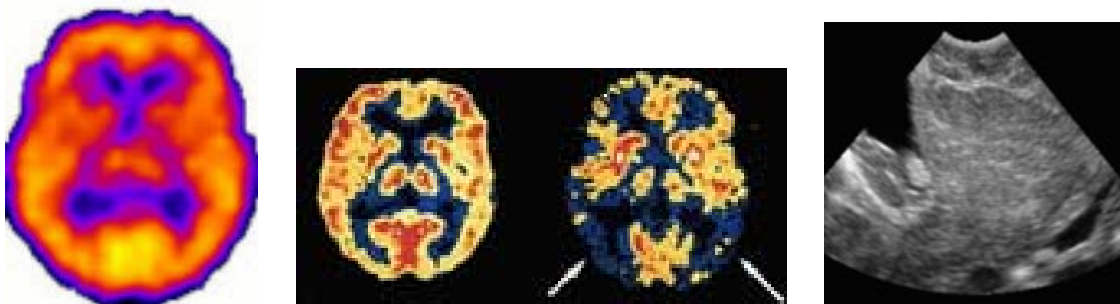


Figura 11: Diferentes técnicas de imagen.
De izquierda a derecha: PET, SPECT y ultrasonidos

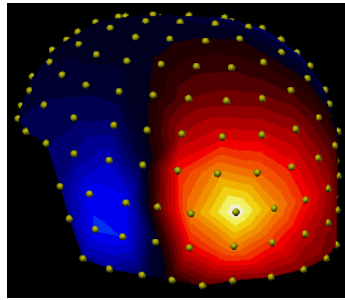
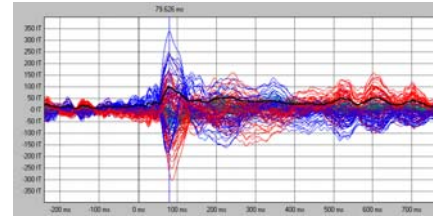


Figura 12: Magneto-encefalografía



3.3 Análisis de la imagen

Supone tres fases, de las cuales solamente la última es aplicable a la estereotaxia convencional: reformateado, reconstrucción/segmentación, y registro de correlación [38,117].

3.3.1 Registro de imágenes médicas

La evolución de las técnicas de imagen y su diversificación, permiten en la actualidad la visualización de la anatomía cerebral y su funcionamiento individual. La información proporcionada por los diferentes sistemas de imagen suele ser complementaria y sinérgica. Por ejemplo, los RX, TC, RM demuestran de manera exquisita la anatomía cerebral, pero muy poca información a cerca del funcionamiento. El PET, SPECT muestran aspectos de la función cerebral y permiten realizar mediciones metabólicas, pero en

cambio, nos delinear muy pobremente la anatomía. Además, las imágenes de TC y RM describen características morfológicas complementarias. Por ejemplo, el hueso y calcificaciones se ven mucho mejor en TC, mientras que estructuras de partes blandas se diferencian mejor en RM. El diagnóstico clínico, planificación terapéutica y evaluación cada vez están más basados en la información, proporcionada por las imágenes complementarias.

En el pasado, los médicos interpretaban los datos utilizando el sistema de alineación visual. Ésto supone la aplicación de transformaciones espaciales entre estructuras visualizadas en una imagen para hacer que los datos se correspondan [117]. En los últimos años, se ha realizado un gran esfuerzo para desarrollar métodos más objetivos para alinear la información proporcionada por las imágenes. Para relacionar la información de una imagen con la información en otra imagen, es necesario establecer un mapa de puntos de cada imagen y la relación entre ambos. El mapeo puede ser parcial o completo, pero debe incluir todos los puntos de interés diagnóstico o quirúrgico. Se utiliza el término **registro** para expresar la transformación de un espacio a otro [117]. Una vez determinada esta transformación se dice que las imágenes están **registradas** [117]. Los mapas, también llamados **transformaciones**, son espacios bidimensionales para espacios bidimensionales y espacios tridimensionales para espacios tridimensionales [117].

Las técnicas de registro hacen posible la superposición de imágenes de diferentes exámenes, por ejemplo, las estructuras óseas y áreas de captación de contraste vistas en el TC se pueden superponer a las de la RM, la cual visualiza mejor la anatomía de partes blandas [40,41,74,94,131]. Así mismo, las lesiones funcionales detectadas con PET se pueden superponer a las anatómicas visualizadas en RM. Este proceso puede ser aplicado también a diferentes estudios de una misma modalidad realizados en diferentes momentos (p.ej TC pre y postoperatorio), permitiendo la comparación cuantitativa. Las técnicas de registro se han desarrollado con el objetivo de relacionar espacio de imagen con espacio físico. La cirugía estereotáxica (con o sin marco) relaciona el registro del espacio de la imagen con el del espacio físico ocupado por el paciente y de este modo permite la localización intraoperatoria sobre unas imágenes obtenidas preoperatoriamente.

3.3.2 Registro versus reformateado y segmentación (rendering)

En el registro de imágenes se deben distinguir dos conceptos relacionados que son el **reformateado** y la **segmentación (rendering)** de la imagen [117]. Estos tres términos -registro, reformateado y segmentación- se utilizan con frecuencia en un mismo contexto en la literatura médica y

pueden conducir a confusión, particularmente en lo referente a los dos primeros. El reformateado y la segmentación definen maneras de procesar o manipular la información en volúmenes de imagen, que alteran la vía en que dichos datos son presentados, pero no afectan al proceso fundamental, como ocurre con el registro [117].

La imagen se define como un patrón de intensidad en dos o tres dimensiones [117]. La intensidad puede ser un número, como en el TC, un número de contabilizaciones escintigráficas, o un número asociado a cada punto en el espacio de imágenes. El patrón es típicamente presentado por la asignación de diferentes grados de brillo, conocidos como **niveles de gris**, para representar diferentes intensidades, pero en algunos casos, por ejemplo las imágenes de PET, los niveles de gris son reemplazados por colores [117]. Como estos colores no están relacionados con el color físico de los objetos que representan, son conocidos como **pseudocolores** [117]. Para obtener las medidas geométricas, es necesario un sistema de coordenadas en cada espacio de imagen. Los puntos en el espacio se definen en las imágenes bidimensionales como dos coordenadas cartesianas, es decir las distancias, x e y , desde dos ejes perpendiculares, y para imágenes tridimensionales, también conocidas como **imágenes volumétricas**, por las distancias x , y y z , desde tres planos perpendiculares [117].

3.3.3 Reformateado de imágenes

El reformateado de una imagen se puede definir como *el mapa de puntos de una imagen en un espacio en el que han sido rotados y/o trasladados en relación al espacio en el que la imagen fue adquirida originariamente* [117]. El reformateado o reorientación de una imagen es simplemente el recorte de un cubo volumétrico de una imagen en una dirección diferente a la elegida inicialmente para la presentación de los cortes en dos dimensiones. El ejemplo más común es la obtención de vistas coronales y sagitales a partir de un volumen de imagen que se obtuvo en orientación axial. En este caso, la orientación del nuevo espacio difiere de la del espacio original en una rotación de 90° . Es esclarecedor resaltar que el reformateado produce una imagen nueva, mientras que el registro no [117]. Está implícito en la definición de reformateado que el mapeo debe ser una transformación rígida y que se excluye el efecto especular, ya que, las imágenes especulares no pueden ser sometidas a rotaciones y/o traslaciones [117].

3.3.4 Rendering (reconstrucción, segmentación)

Es una alternativa al reformateado. Es la presentación de parte de la información de los datos contenidos en el cubo volumétrico de una imagen

inicial [117]. Es un método para presentar un objeto tridimensional en perspectiva.

Los datos de imagen consisten en una serie de dígitos aplicados a los voxels (elementos de volumen) de cada imagen [117]. Algunos de estos voxels representan determinadas estructuras dentro de dicha imagen; por ejemplo, la superficie cutánea, el hueso y la lesión. El ordenador puede identificar estos voxels y procesarlos como un segmento definido de datos. De este modo, el sistema informático obtiene imágenes tridimensionales de dichos objetos y además puede manipularlas (rotar, cortar, transparentar), p.ej. definiendo una superficie como la de la piel/interfase aérea y el cráneo, esta superficie se puede presentar como una imagen en dos dimensiones. Este proceso recibe los nombres de reconstrucción o segmentación.

El proceso de segmentación, mediante el cual se identifican aquellos voxels que corresponden a una lesión, es de crucial importancia en las resecciones tumorales guiadas por la imagen, puesto que esta identificación -y no la visión directa del campo operatorio- será la determinante del grado de exéresis. Por otra parte, un tumor puede variar en apariencia y tamaño según la modalidad de imagen empleada (y de secuencia en la RM), lo que obliga a juzgar su relevancia clínica.

3.3.5 Registro de correlación: de la imagen al espacio físico

Consiste en la obtención de una función matemática o algoritmo que describa la relación entre cada punto de la imagen y su equivalente en el espacio físico [117]. Para que dicha correlación sea exacta, deben calcularse los efectos del aumento, de la rotación y de la traslación [141]. Para obtener el registro de correlación se emplean distintos métodos.

3.3.5.1 Marco estereotáxico

El medio de localización física es el marco estereotáxico. El marco lleva incorporados unas barras marcadoras de referencia fácilmente identificables por las técnicas de neuroimagen que se vayan a emplear. En cada corte aparece la imagen de la sección correspondiente de las barras marcadoras. La posición, configuración y relación de los marcadores con el resto del marco estereotáxico es fija y conocida. Por lo tanto, podemos establecer una correlación fiable entre las coordenadas de un punto dentro de una imagen y las coordenadas de su punto físico correspondiente dentro del sistema de coordenadas que es el marco estereotáxico. La correlación es mucho más fácil si el marco y los cortes de la TC están en el mismo plano, ya que evita compensar el efecto de la angulación [117].

Los demás sistemas de correlación se basan en técnicas "sin marco" y emplean alguno de los métodos de digitalización del espacio antes citados como medio de localización física. Son los llamados *neuronavegadores*.

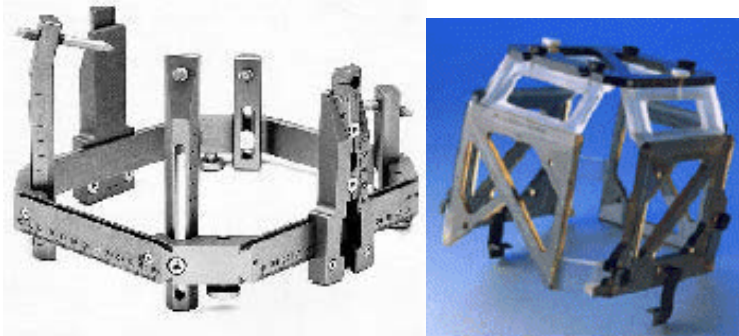


Figura 13: Marco estereotáxico Leksell con sus escalas milimétricas. Durante la exploración radiológica, se adapta un casco al marco, como el de la foto de la derecha, que tiene unas barras marcadoras. Estas barras, identificables por TC o RM, nos dan unas coordenadas en el espacio que permiten realizar la correlación.

3.3.5.2 Marcadores fiduciaros

Corresponden a la evolución de la idea de las barras marcadoras de la esterotaxia convencional. Se trata de puntos fácilmente identificables tanto en el paciente como en las imágenes. Como pueden identificarse en ambos bloques de datos numéricos (el espacial quirúrgico y el de neuroimagen), los marcadores fiduciaros se emplean para calcular el algoritmo que correlaciona los datos de imagen del paciente con los datos obtenidos en la digitalización del espacio físico quirúrgico [76,91,141]. Aunque en un espacio tridimensional el número teórico mínimo de marcadores fiduciaros para calcular el algoritmo es de 3, en la práctica se

emplea un número mayor con la intención de mejorar la precisión [12,112,166].

3.3.5.2.1 Marcadores fiduciaros implantables

El método más exacto consiste en la implantación, en la tabla externa de la calota craneal, de unos marcadores de un formato y material determinado [12,55,114,166]. Mediante los efectos de volumen parcial, de señal y el conocimiento de la forma de los marcadores, es posible localizar cada uno de ellos con gran precisión, al tiempo que permite eliminar una de las mayores fuentes de error: el grosor del corte [117].

Una vez en el quirófano, localizamos los mismos marcadores fiduciaros con el sistema de digitalización espacial en cuestión. A continuación, se procede al cálculo informático del algoritmo de correlación correspondiente.

Una limitación potencial de este sistema es que el paciente debe permanecer absolutamente inmóvil durante la obtención de la neuroimagen, así como la agresividad que supone su implantación.

3.3.5.2.2 Marcadores fiduciaros no invasivos

Para evitar la implantación física de marcadores craneales, se han buscado métodos menos invasivos, que no supongan la fijación a cráneo, por ejemplo, las pegatinas adhesivas y grapas que se utilizan como marcadores en el cuero cabelludo. Este sistema tiene como inconveniente la posibilidad de desplazamientos del cuero cabelludo durante la exploración radiológica o colocación quirúrgica que restan robustez al proceso de correlación.



Figura 14: Ejemplo de marcadores implantables no invasivos. Pegatinas adhesivas al cuero cabelludo

3.3.5.2.3 Referencias anatómicas

Se realiza una reconstrucción de la superficie cutánea y de este modo se pueden utilizar como marcas fiduciaras fisiológicas ciertos puntos anatómicos identificables, por ejemplo, el canto interno del ojo, el lóbulo de la oreja, o el conducto auditivo externo (CAE). Ésta es la opción más cómoda para el paciente, y permite la utilización de datos obtenidos en cualquier

momento del pasado, aunque es el cirujano el que, en último momento, debe juzgar la validez clínica de estos datos antiguos.

3.3.5.3 Superposición de superficies y de volúmenes (matching)

Son métodos importantes para el registro de correlación imagen a imagen. Se realiza un mapa de la superficie utilizando un digitalizador espacial [141]. También se puede obtener el mapa de los contornos de superficie cutánea por reconstrucción de imágenes [141]. La superposición de estructuras la permite un algoritmo matemático [141]. Se puede utilizar un proceso similar, tridimensional, para realizar la superposición de volúmenes, e incluso, algunos sistemas utilizan una técnica de superposición de superficies para realzar la precisión de la técnica [32,140,177]. Se pueden combinar diferentes tipos de registros de correlación, y en diferentes momentos de un procedimiento, por ejemplo, re-registrar las referencias óseas del cráneo después de abrir el colgajo cutáneo. La aplicación más innovadora de este método es su combinación con registro en vídeo. La reconstrucción en tres dimensiones de un grupo de imágenes (p.e. la superficie del cerebro) se puede manipular y superponerla a la imagen en

vídeo del campo quirúrgico [61]. Este sistema está particularmente bien diseñado para el registro de correlación dinámico (el algoritmo de mapeo para el registro de correlación se actualiza continuamente) [117]. Esto puede ser particularmente necesario en intervenciones de columna, la cual, a diferencia del cráneo, no está anclada firmemente a un marco, por lo que existen movimientos de un segmento respecto a otro [134].

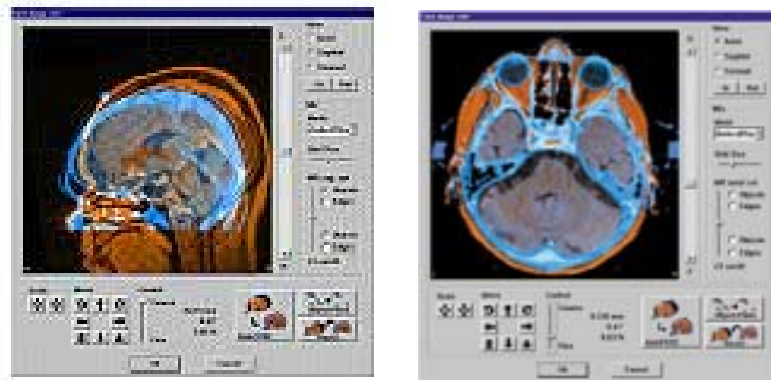


Figura 15: Ejemplos de superposición de imágenes con el neuronavegador

3.3.5.4 Registro de correlación imagen a imagen

Supone la identificación de puntos equivalentes en dos tomogramas diferentes, por ejemplo, RM y TC [117]. Es muy útil para combinar datos de hueso y tejido cerebral. Una aplicación posterior, y potencialmente importante, es la combinación de imágenes obtenidas por sistemas que sólo están disponibles en una minoría de centros, p.e. PET, SPECT ictal o magneto-encefalografía. Este método facilita mucho la localización

funcional preoperatoria (función cortical o foco epiléptico) y por ello parece ser especialmente importante para cirugía de la epilepsia y tumores en áreas elocuentes del cerebro [101,102].

3.3.5.5 Registro de correlación estático / dinámico

El registro de correlación puede ser estático o dinámico. En el primer caso el registro se realiza una sola vez, al inicio del procedimiento, pero nunca se actualiza. Así, si el paciente se mueve, se pierde el registro de correlación. En el dinámico los datos son continuamente re-registrados, lo cual es necesario si existe la posibilidad de movilización del paciente durante el procedimiento, como en cirugía de columna.

3.3.5.6 Momento de la toma de imágenes: pre e intraoperatoria

En la práctica actual se utilizan imágenes preoperatorias. Naturalmente, sería preferible tener imágenes continuamente actualizadas a medida que progresa el procedimiento quirúrgico, pero ello requiere el registro de imágenes intraoperatorio (p.e. ultrasonidos o RM intraoperatorios). El registro de correlación puede variar durante la cirugía;

por ejemplo, si se drena un gran quiste, el resto del cerebro se desplaza y por lo tanto, se pierde el registro de correlación (porque está basado en un grupo de imágenes preoperatorias). Preoperatoriamente se puede contabilizar el movimiento cerebral [23,35,59,65,127,150]. La técnica consiste en una serie de suposiciones simples de la transmisión del movimiento de la superficie sobre el cerebro subyacente y así, teniendo en cuenta esta distorsión, se pueden manipular los datos de imagen. Una solución mejor es el registro de imagen a tiempo real, mediante sistema de RM intraoperatorio en el mismo quirófano. El registro imagen a imagen, puede ser utilizado también en el seguimiento y comparación de exploraciones, p.e. progresión de la hidrocefalia, incremento del tamaño de meningiomas [117].

3.4 Actualización de los datos intraoperatorios en tiempo real

Tras varios años de experiencia con los sistemas de neuronavegación se ha demostrado la necesidad de una modalidad de imagen intraoperatoria que pueda transmitir los cambios anatómicos normales durante la cirugía.

Hay tres conceptos que parecen representar las opciones válidas en un futuro próximo:

1. RM abierta: el paciente puede ser transportado dentro y fuera de un campo magnético estéril para la actualización tridimensional de los datos. Esto puede llevar de 30 a 70 minutos [190];

2. RM intervencionista: el cirujano opera dentro de un sistema magnético entallado y estéril, que proporciona imágenes bidimensionales cercanas al tiempo real y utilizando cortes lentos en 3D en unos 5 minutos [47];

3. Ultrasonidos: requieren únicamente un cabezal recubierto de un entallaje estéril y nos da respuestas en tiempo real en dos dimensiones, así como adquisiciones 3D varias veces durante la cirugía [47,64,79,95,105,106,107,109,175,176].

El desarrollo de los sistemas de RM intraoperatorios es notable, pero requiere una inversión económica enorme ya que se precisa un quirófano especial y equipamiento quirúrgico compatible [34,93,127,133,157,161,174]. Los ultrasonidos, en cambio, no han atraído demasiada atención debido a una calidad de imagen limitada, falta de equipamiento, y la necesidad de una formación específica para la interpretación de las imágenes [47,64,79,95,105,106,107,109,175,176].

La utilización del TC intraoperatorio es anecdótica por la impracticabilidad de imágenes a tiempo real debido a la exposición a altísimas dosis de radiación en cada procedimiento quirúrgico [52,55,121,128,136,142,161,191].

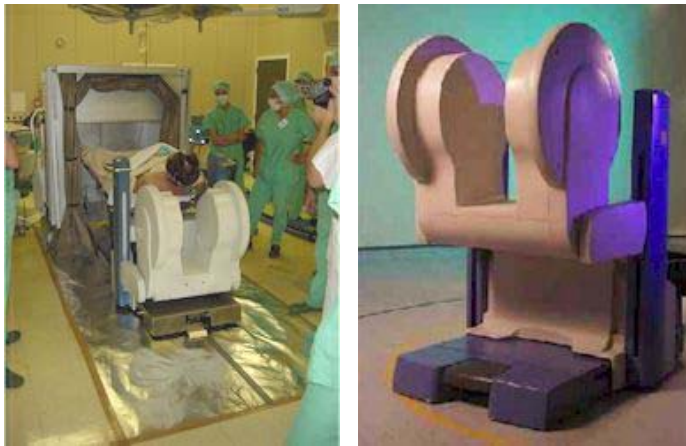


Figura 16: Aparato de RM intraoperatoria

4. SISTEMA BRAINLAB-VECTOR VISION

4.1 SISTEMA BRAINLAB

El neuronavegador BrainLab VectorVision2 (BrainLab, AG, Heinstetten, Alemania) es un sistema de localización intraoperatoria guiado por imagen, sin marco y sin brazo. Consiste en un método de registro de la imagen y espacio físico, un instrumento de localización intraoperatoria, y

una presentación de las imágenes por ordenador. Este sistema nos proporciona una retroalimentación, en tiempo real, de la localización de los instrumentos quirúrgicos.

Un puntero con un sistema de marcadores-sensores pasivos, nos permite guiarnos sobre una imagen espacial virtual reconstruida a partir de las imágenes de TC o RM preoperatorias del paciente. El software nos permite además superponer y fusionar imágenes de TC, RM y angiografía.

La navegación se basa en dos cámaras Polaris (Northem Digital, Waterloo, On, Canada) emisoras de infrarrojos colocadas en diferentes ángulos. Su luz se refleja en unas esferas marcadoras pasivas adosadas al instrumental quirúrgico, al puntero y a una estrella de referencia, fijada en el cabezal de Mayfield. Utilizando los datos de ambas cámaras, el software calcula la posición tridimensional de una esfera y así la posición tridimensional de todo el instrumento. El principio de trabajo del sistema requiere que no existan obstáculos entre los instrumentos con las esferas y las cámaras, para una correcta visualización.



Figura 17: Navegador
VectorVision2 de
BrainLab

4.2 COMPONENTES DEL VECTORVISION

4.2.1 Estación de trabajo

El sistema del ordenador está basado en tecnología Intel [172]. El software especial requiere Windows NT [172].

La transmisión de datos desde la RM o TC a la estación de planificación se puede realizar mediante disco óptico, MOD, DAT o vía ethernet [172].

La estación de navegación consta de un soporte móvil en el que están integrados una estación de trabajo con una pantalla táctil, una estación de

trabajo, y un sistema de cámaras colocadas en un soporte articulado. Es móvil y se puede colocar en cualquier lugar del quirófano.

4.2.2 Sistema de cámara

Dos cámaras emisoras de flashes infrarrojos, a una distancia de 100 cm entre ellas, están unidas al carro por un brazo articulado [50,51]. Los ángulos posicionales de las dos cámaras son variables. Estas cámaras captan la posición de los objetos en los planos X e Y, y convierten las posiciones bidimensionales de las proyecciones filmadas por cada cámara (señales análogas) en datos digitales [51]. Las coordenadas se transfieren a la estación de trabajo utilizando una interfase serial [51].

La distancia entre las cámaras y el campo operatorio debe ser de 90 a 200 cm, dependiendo de los ángulos de ajuste de las cámaras [51]. La distancia óptima de trabajo nos la da el ordenador tras la calibración de las cámaras.

El sistema de calibración es muy simple, solamente moviendo el puntero de calibración frente a las cámaras. Después, las cámaras captan la luz reflejada por las esferas acopladas a diferentes objetos, proporcionándonos su posición en el espacio.



Figura 18:
Izquierda: aspecto de la cámara adosada a la estación de trabajo por un brazo articulado
Derecha: detalle de las dos cámaras con una distancia entre ellas de 100 cm.

4.2.3 Sistema marcador reflectante

Los marcadores pasivos son unas esferas recubiertas de una capa retrorreflectante y tienen un diámetro de 8 mm [50,51,172]. Estas esferas se adaptan a los diferentes instrumentos enroscándose. Deben ser esterilizadas con cada uso, y se pueden reutilizar unas 10 veces antes que se dañe la capa [50,51,172].

El mecanismo de funcionamiento de estas esferas consiste en reflejar los flashes infrarrojos emitidos por las cámaras.



Figura 19:
Esferas reflectantes

4.2.4 Adaptadores con esferas marcadoras reflectantes

La navegación se hace efectiva a través de una herramienta en forma de **puntero** (figura 20) equipada con dos marcadores pasivos reflectantes. Está realizado en PEEK (poliéter-éter-cetona) y acero inoxidable X40Cr13 [172]. Este puntero se utiliza para el registro de los fiduciales cutáneos y del paciente, guía quirúrgica inalámbrica durante la intervención y control de instrumentos adicionales.



Figura 20:
Puntero de registro con las
esferas reflectantes acopladas

El sistema de registro rígido o también llamado “**adaptador al cabezal de Mayfield**” consta de dos piezas (figura 21), una superior en forma de **estrella** con tres marcadores reflectantes y un cono de calibración central, en el punto de unión de los tres brazos, que se utilizará posteriormente en la calibración del instrumental quirúrgico y del

microscopio (figura 27). Esta estrella tiene un mango de 15 cm, y se une a una pieza inferior en forma de pinza, que se fija al cabezal de Mayfield de manera muy estable y muy próximo a la cabeza del paciente. Están realizados en acero inoxidable [172]. Ambas partes son independientes, y constan de un mecanismo de ensamblaje tipo llave, con una precisión de 0,1mm, que nos asegura la colocación de la estrella en la pinza, siempre en la misma posición [51,172]. Este adaptador al Mayfield nos proporciona un registro continuo y dinámico durante el procedimiento, pero hay que tener en cuenta que, para garantizar una navegación exacta, la estrella debe permanecer en la misma posición, respecto a la cabeza del paciente, durante toda la operación.



Figura 20: Pinza de adaptación al cabezal de Mayfield y estrella de registro (20.1); Detalle del mecanismo de ensamblaje de la estrella a la pinza (20.2, 20.3); Ensamblaje de la estrella al adaptador al cabezal de Mayfield (20.4); Aspecto final de la estrella de referencia acoplada a la pinza (20.5)

Los **instrumentos adaptadores universales** son herramientas realizadas en acero inoxidable con diferentes configuraciones geométricas, generalmente en forma de estrella con tres brazos de diferentes longitudes y ángulos, y tres marcadores reflectantes pasivos, permitiendo de este modo la distinción entre el diferente instrumental quirúrgico (pinza bipolar, endoscopio, cánula de aspiración, etc) utilizado simultáneamente [50,51] (figura 21). Para obtener una mayor precisión, el eje mayor del adaptador debe montarse paralelo al eje mayor del instrumento quirúrgico al que se adapta, y se recomienda que la relación de longitud entre el instrumento quirúrgico y el adaptador no sea superior a 4:1 [172]. A través del toque de la punta del instrumento quirúrgico (con el adaptador) en el centro del cono de calibración de la estrella, el software reconoce la punta del instrumento en relación a los marcadores reflectantes fijados al instrumento.

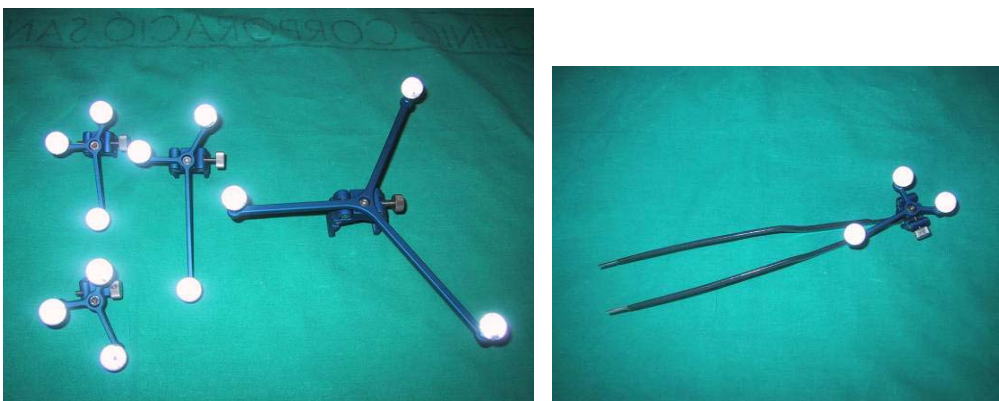


Figura 21:

A la izquierda se muestran diferentes tipos de adaptadores universales de distinto tamaño y angulación. A la derecha pinza bipolar con adaptador en forma de estrella acoplado.

4.2.5 Fiduciales cutáneos

Para el TC y RM preoperatorios, los fiduciales cutáneos se pegan a la cabeza del paciente utilizando una banda adhesiva de doble cara. Estos fiduciales consisten en una base de plástico y dos diferentes marcadores de aluminio, AIMgSI 1, y un tercer grupo de marcadores rellenos de aceite orgánico (figura 22) [172]. Los marcadores esféricos azules son para el TC, y los marcadores semiesféricos rojos con un cono central son para el registro preoperatorio. Los marcadores verdes, rellenos de aceite orgánico, son para la IRM. Los marcadores se introducen en las bases de plástico.

La detección de los marcadores es automática, incluso después del entallado y cobertura del campo operatorio con un plástico adhesivo estéril (SteriDrape®).



Figura 22:
Los tres tipos de fiduciales adhesivos cutáneos. La base de plástico es siempre la misma y lo que se intercambia son las esferas marcadoras.

4.2.6 Interconexión con el microscopio

Todos los microscopios que disponen de una interfase serial permiten la conexión con el sistema de neuronavegación BrainLab [51,172]. Un adaptador especial de aluminio AIMgSi 1, portador de cuatro esferas marcadoras reflectantes, se adapta al microscopio a través de un tornillo (figura 23) [51,172].

El microscopio se calibra enfocando el cono de calibración del adaptador del Mayfield a zoom máximo. Similar a los instrumentos de calibración ya descritos, se determina la distancia focal. Entonces el microscopio enfoca allí donde se encuentre el puntero (función Smart Autofocus)[172]. El sistema Vector Vision se puede adaptar a los microscopios Leica OHS-1/MS-1, Leica DI C500, Möller-Wedel VM900, Olympus OME8000, Zeiss OPMI Neuro NC4 Standard/Multivision y Zeiss OPMI Vario NC33/S8 [41]. Las funciones robóticas se pueden utilizar con los microscopios Möller-Wedel y Olympus, mientras que la función Smart Autofocus es compatible con cualquier microscopio [172].

Este sistema tiene algunos inconvenientes como es el método de calibración. Este se basa en el enfoque visual del cirujano, por lo tanto es un procedimiento subjetivo que puede disminuir la precisión de la calibración,

pero que puede solucionarse con el desarrollo de un método de calibración independiente del enfoque individual [50,51]. Otro inconveniente es que, tras el entallado del microscopio y su movilización, los marcadores pueden no ser visualizados por las cámaras. De todos modos, los estudios de neuronavegación con el microscopio realizados hasta el momento actual, demuestran su utilidad [51].



Figura 23:
Adaptador en forma de estrella para permitir el reconocimiento y calibración del microscopio y su interconexión al sistema de neuronavegación.



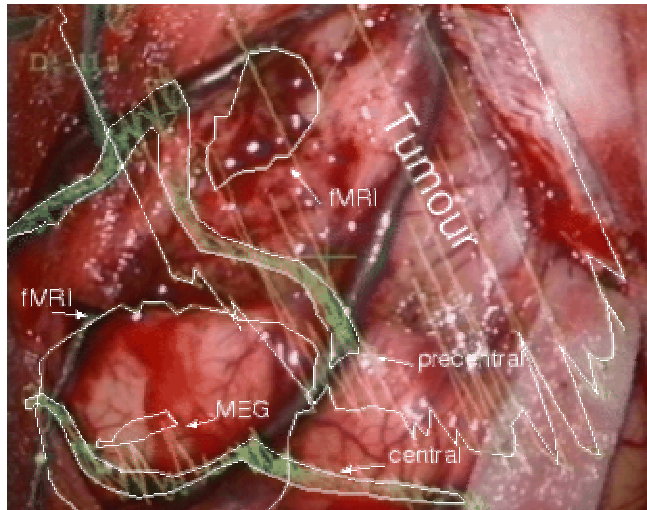


Figura 24: Visión a través del microscopio. Las estructuras dibujadas en la programación se superponen al campo operatorio

5. UTILIZACIÓN DEL SISTEMA DE NEURONAVEGACIÓN VECTOR VISION

5.1 Planificación y abordaje quirúrgico

Se planifica el abordaje quirúrgico y la posición del paciente durante la cirugía utilizando los datos de imagen disponibles (TC, RM, o angiografía).

Como se ha citado previamente, para el registro se deben medir las coordenadas del espacio físico en las cuales está inmerso el objeto. Para ello se requieren unas marcas, bien referencias anatómicas del paciente, o bien marcas externas, como los fiduciales. Clásicamente se han utilizado de tres a cinco fiduciales pegados a la cabeza del paciente [31,51,60,115,191].

Parece ser que más de cinco fiduciales no incrementa la precisión, pero generalmente se colocan varios adicionales de modo que, en caso que caiga alguno, poder utilizar siempre cinco, o como mínimo cuatro [51,60,166]. Se dibuja el contorno del fiducial con un rotulador indeleble, porque si alguno se desprende se podrá colocar en su localización previa. Actualmente están disponibles en el mercado sistemas de escáner facial, que realizan un reconocimiento facial en relación a las imágenes radiológicas adquiridas (Z-Touch®, BrainLab) (figura 25). El Z-touch® es un láser especial de clase 1, que no requiere medidas especiales de seguridad, como la protección ocular [29]. Consiste en un haz láser visible para una adquisición selectiva de las zonas anatómicas óptimas sobre la piel del paciente [29]. Adquiere puntos láser tridimensionales proyectados directamente en un sistema de coordenadas del paciente y efectúa la correlación de la información de los puntos con la información anatómica [29]. Este registro sin marcas elimina la distorsión provocada por el desplazamiento cutáneo [29].



Figura 25:
A la izquierda colocación de un fiducial adhesivo. A la derecha sistema de escáner facial Z-touch® (BrainLab)

Para evitar movimientos de los fiduciales pegados al cráneo, la exploración radiológica se realiza lo más próxima en el tiempo al procedimiento quirúrgico. Lo ideal es realizarla justo antes de la operación. Se realiza un TC con cortes de 2 a 3mm [1,51,166]. Si es necesario se realiza la exploración radiológica postinyección de contraste. Los datos se archivan en un disco óptico, o vía ethernet, se envían directamente a la estación de trabajo. Es necesario seguir siempre un protocolo de compatibilización de las imágenes radiológicas con el sistema de neuronavegación y con el sistema de registro que se utilice [43].

Es importante optimizar las exploraciones radiológicas realizadas al paciente, y no olvidar, en el caso del TC, que lo exponemos a una dosis de radiación no desdeñable [4]. La opacificación del cristalino puede ocurrir con dosis de 0,5 a 2 Gy, y un TC de rutina tiene una dosis de 5 mGy comparado con los 64 mGy de un TC coronal de cortes finos [121]. Por ello, siempre que sea posible, hay que mantener la línea órbita meatal para reducir al máximo la irradiación del cristalino [191].

Tras la exploración radiológica, el paciente es transportado al quirófano. Durante la inducción anestésica, los datos se transfieren a la estación de planificación. Este procedimiento, cuando la transmisión de imágenes es vía ethernet, es inmediato. Las imágenes de TC o RM, visualizadas en la pantalla del ordenador, nos permiten dibujar y colorear la

lesión y estructuras elocuentes o vasculares de importancia. Después, se pueden realizar reconstrucciones en formato triplanar (coronal, axial y sagital), así como en tres dimensiones (3D), y de este modo optimizar la planificación del abordaje quirúrgico (figura 26). Así mismo, podemos definir el punto de entrada, el punto diana, y la trayectoria entre ambos, visualizando de manera inmediata si se interpone alguna de las estructuras de importancia que hemos dibujado previamente. Este procedimiento toma una media de 10-20 minutos [51,126,191]. Si es necesario, los exámenes radiológicos realizados previamente, pueden ser transferidos a la estación de planificación y de este modo, superponer o combinar las imágenes.

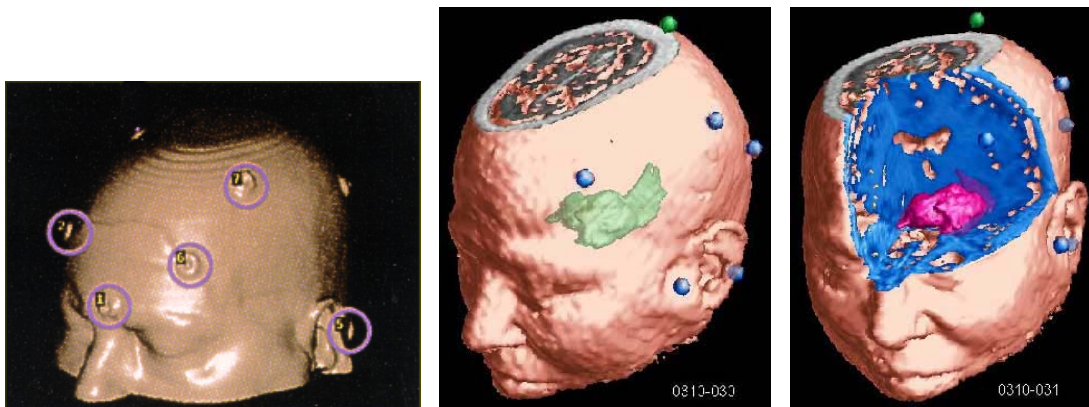


Figura 26: Reconstrucción tridimensional.

A la izquierda se muestra el reconocimiento de los fiduciales sobre la imagen tridimensional de la superficie craneal. En la otras dos imágenes se ha dibujado el tumor, el cual lo identificamos por transparencia o bien al realizar un corte sobre la imagen volumétrica

La función de definición del punto de entrada deriva de la cirugía estereotáxica clásica, en la cual dos puntos definen un abordaje. Esta función se puede utilizar con otros propósitos como el permitir que nos proporcione de manera continua la dirección y distancia a estructuras de riesgo. Sin embargo, a diferencia de la cirugía estereotáxica, el punto de entrada se debe colocar dentro del cráneo de manera que nos pueda indicar el "pasillo" quirúrgico [12].

Una vez en el quirófano, se realiza la calibración de puntero, tocando con la punta el centro del cono de la estrella adaptada al Mayfield, y la calibración de las cámaras moviendo enfrente de ellas el puntero (figura 27). Se coloca al paciente en posición quirúrgica, con la cabeza fijada cuidadosamente al cabezal de Mayfield para evitar desplazamientos del cuero cabelludo. Los marcadores esféricos se retiran con sumo cuidado, permaneciendo pegados a cuero cabelludo los soportes plásticos, y son reemplazados por los marcadores cónicos. Se fija al cabezal de Mayfield el adaptador en forma de estrella, generalmente a la izquierda del paciente [50]. Las cámaras de infrarrojos se suelen colocar también a la izquierda del cirujano para no obstruir la visión, incluso cuando se coloque el microscopio [50]. El registro de los marcadores se puede realizar tanto en condiciones estériles, como no estériles.

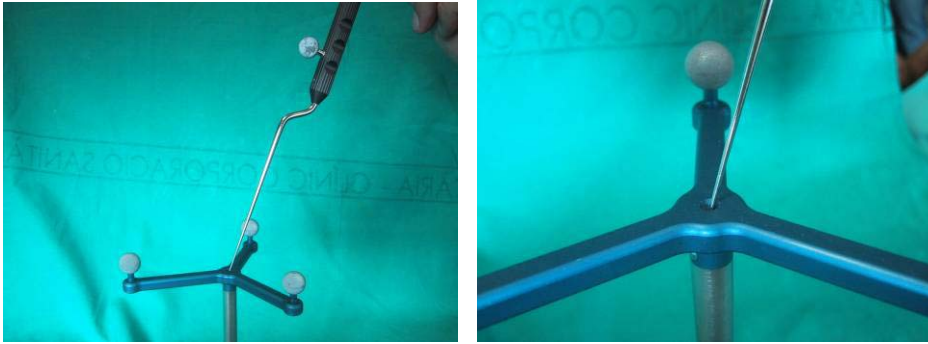


Figura 27:
Detalle de la
calibración del
puntero
tocando en el
centro del cono
de la estrella

5.2 Registro bajo condiciones estériles

Tras la preparación de la piel con una solución estéril, se procede al entallaje, cubriendo el campo quirúrgico con un plástico adhesivo estéril (Steri Drape®) incluyendo los fiduciales. El adaptador al Mayfiel se asegura al cabezal, y las cámaras se colocan en su sitio adecuado. Durante todo el procedimiento se debe asegurar una vía sin obstáculos entre las cámaras, la estrella y el puntero, por lo que siempre se debe pensar en la disposición final del área quirúrgica (instrumentista con sus mesas, anestesiólogo, microscopio, etc). Utilizando el puntero, los fiduciales son digitalizados tocando con la punta en el centro de los marcadores cónicos. El *software* registra sus datos inmediatamente, calculando cada relación de coordenadas con el correspondiente punto en el TC o RM. El registro requiere una media de 12 minutos [13,25,27,51,135,144].

5.3 Registro bajo condiciones no-estériles

El adaptador al Mayfield del sistema VectorVision nos permite realizar el registro bajo condiciones no-estériles. Una vez colocado el paciente y fijado el adaptador al cabezal de Mayfield se procede al registro del paciente. Se digitalizan los fiduciales cutáneos tocando con el puntero no estéril en centro de cada marcador cónico en un orden establecido que nos da el ordenador (figura 28). Los fiduciales son definidos tanto en el "espacio de imagen" (cubo estereotáxico de la RM o TC preoperatorios), y en el "espacio físico" (cabeza del paciente en el quirófano) mediante el puntero o el localizador de la cámara. Tras el registro de estos dos espacios, se suele realizar un "test de referencias anatómicas" para controlar la precisión del sistema, apuntando con el puntero estructuras bien identificables y no desplazables como el nasion, punta de la nariz y trago [43]. Seguidamente localiza el abordaje (definido previamente en la planificación preoperatoria) y se delimitan los márgenes tumorales proyectados en la superficie craneal, de este modo se procede a dibujar la incisión de cuero cabelludo. A continuación, se separa la parte superior del adaptador al Mayfield y el paciente es entallado según el procedimiento habitual. Completado el entallado, se recoloca la estrella de referencia, en este caso estéril.

Con el sistema Vector Vision se prefiere realizar el proceso de referenciación en condiciones no estériles, ya que, en algunos casos es necesario modificar levemente la posición de la cabeza del paciente a fin de un buen reconocimiento de los fiduciales por las cámaras, o bien porque se ha producido un desplazamiento del cuero cabelludo al fijar la cabeza del paciente al Mayfield, y de este modo obtener un registro óptimo con el mayor grado de precisión [50,51].



Figura 28: Registro de un paciente en condiciones no estériles

5.4 Precisión del registro

Una vez registrado el paciente, el sistema nos da el valor medio de precisión del registro calculado por el ordenador.

5.5 Re-registro

Tras la incisión cutánea y la craneotomía, habitualmente se retiran los marcadores cutáneos y por lo tanto, no son utilizables para el re-registro. El software del sistema Vector Vision tiene la opción de re-registro intraoperatorio utilizando el botón "Restore" del menú principal [51].

Este procedimiento restablece el registro inicial del paciente, que permanece en la memoria del ordenador. Esta opción se puede utilizar si, por ejemplo, existe un corte accidental de la corriente eléctrica. En cambio, si el motivo del re-registro es que se ha producido un movimiento entre la cabeza y el adaptador de Mayfield, se debe proceder a un nuevo registro, p. ej. realizando pequeñas trepanaciones tipo "twist-drill" en el cráneo [51].

5.6 Procedimiento quirúrgico utilizando el sistema de neuronavegación

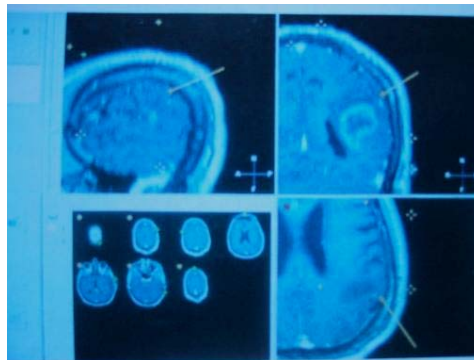
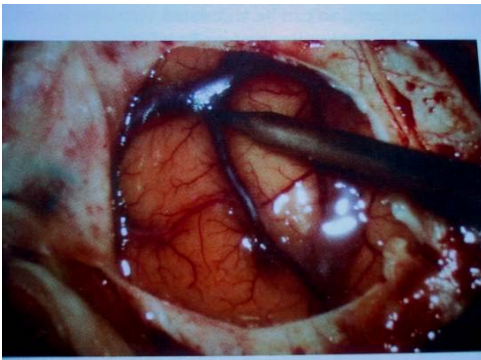
Para la navegación intraoperatoria se deben acoplar los adaptadores universales provistos de esferas reflectantes a los diferentes instrumentos quirúrgicos. Para su digitalización, se toca, con la punta del instrumento en cuestión, el centro del cono de calibración del adaptador al Mayfield.

La definición de los bordes de la lesión permite realizar una craneotomía reducida y centrada, adaptada a cada caso individualmente.

Además, podemos ver representados en la pantalla del ordenador la profundidad de la lesión y la dirección del abordaje quirúrgico a través de la prolongación virtual de la punta de los instrumentos. El sistema proporciona una actualización intraoperatoria, en tiempo real, de la posición del instrumental quirúrgico (figura 29).



Figura 29: Utilización intraoperatoria del neuronavegador.
En la imagen inferior izquierda se señala con el puntero una zona de interés sobre el campo quirúrgico, y a la derecha, en la pantalla del neuronavegador, vemos representada su situación sobre las imágenes radiológicas preoperatorias



5.7 Comprobación de la precisión intraoperatoria y precisión de aplicación

La precisión intraoperatoria se puede confirmar utilizando los fiduciales cutáneos, la superficie ósea, pequeños trépanos en el cráneo o bien, el margen tumoral previo a la resección [12,43,51].

Si se realiza a través de los fiduciales cutáneos, el que se utiliza para la comprobación de la precisión se debe localizar en el cuero cabelludo, pero en una zona no sujeta a movimientos tras la incisión cutánea y la manipulación de la herida quirúrgica. Si el sistema utilizado son pequeños trépanos, estos deben ser 2 ó 3, de 1 mm de diámetro [51]. Cuando el puntero se coloca en uno de estos orificios o en el centro del fiducial cutáneo, la pantalla del ordenador muestra su posición en el TC y se registra con un color, para utilizar esta posición posteriormente para la medición del error. Durante la cirugía, el puntero se coloca en los pequeños orificios, o fiducial, y se mide la distancia de la diana marcada previamente.

La comprobación de la precisión a través del margen tumoral consiste en medir la distancia entre el margen del tumor en el campo quirúrgico y el margen que muestra el ordenador (imagen preoperatoria) [23].

El error está en un rango de 3-4 mm [1,6,43,50,54,75,99,153].

6. PRECISIÓN

El factor más importante para la neuronavegación es la exactitud.

La precisión global es el resultado de la **precisión del digitalizador** (comprobado en un simulador), la **precisión del registro** (que incluye errores de la exploración radiológica - TC, RM, angiografía- y del registro de los marcadores fiduciaros), y la **precisión de localización** de la diana tras el desplazamiento cerebral que resulta de la colocación del la cabeza del paciente, administración de agentes osmóticos, y drenaje de LCR [51,78,112].

Gumprecht define la **precisión del registro** como la raíz del cuadrado de la media de las precisiones, reflejando la consistencia geométrica entre el conjunto de fiduciales en el estudio de imagen y el detectado por el digitalizador en el quirófano [51]. En caso contrario, sólo se obtiene una medida indirecta de la precisión potencial. Se pueden obtener altos valores de precisión con marcadores implantables o marcos. Galloway y Maciunas publican una precisión intraoperatoria de $1,665 \pm 0,43$ mm utilizando un sistema con brazo en conjunción con un marco estereotáxico [39]. Con los sistemas sin marco y marcadores cutaneos externos, la exactitud disminuye. Kato y col. obtienen una exactitud aproximada de registro de 1,7 mm y una

precisión intraoperatoria aproximada de 4 mm utilizando un campo magnético y marcadores cutáneos [77]. Barnett y col describen una exactitud de localización de la diana de $4,8 \pm 2,1$ mm [6]. La precisión digital del sistema BrainLab, que es un sistema sin brazo y sin marco, probado en un simulador, es menor a 0,5 mm y es similar a otros sistemas [6,155,199]. La precisión del registro con el sistema BrainLab en la práctica clínica es de $1,4 \pm 0,5$ mm y una precisión de la localización de la diana de $4 \pm 1,4$ mm, medido en 125 casos [51]. Los resultados son comparables a los de otros sistemas utilizados.

Es deseable una precisión máxima, pero bastantes procedimientos neuroquirúrgicos no la requieren. Para la identificación de estructuras cerebrales y óseas y para la localización creíble de la diana al inicio de la cirugía es suficiente una precisión de 3-4 mm, la cual es superior a la que pueden obtener la mayoría de cirujanos por sí mismos [166]. Esta precisión es menor a la obtenida con la estereotaxia con marco, pero está dentro del rango precisión de los sistemas de neuronavegación.

6.1 Comparación de los sistemas de neuronavegación con el método estereotáxico con marco

La localización estereotáxica permite al cirujano ser menos invasivo. Maciunas definió en 1994 el término **exactitud de la aplicación** como la precisión obtenida tras tener en cuenta los errores asociados con cada paso del procedimiento incluyendo la imagen, selección de la diana, cálculo de los vectores y errores mecánicos del marco estereotáxico [112]. La precisión media que se puede alcanzar con un sistema estereotáxico es de 1,2 mm [55]. Las razones de esta alta precisión son:

- Fijación del marco a la tabla externa de los huesos del cráneo
- Adquisición de datos sin errores de movimiento
- Guía pasiva de los instrumentos de acuerdo con la trayectoria estereotáxica [178].

El procedimiento estereotáxico tiene una muy baja tasa de complicaciones, con una mortalidad de 0,6% y una morbilidad del 3% [125], y además tiene una alta sensibilidad histológica del 89% [33]. Si a la estereotaxia se le añade, un procedimiento de TC intraoperatorio, se puede llegar a una sensibilidad histológica del 91,4% en biopsias, y sin deterioro neurológico, sin embargo, se ha constatado la existencia de pequeñas

hemorragias en los canales de aspiración (p.e. los no utilizados para evacuación) en 2,4% de pacientes [55].

La técnica estereotáxica presenta algunos problemas, particularmente en la microcirugía de tumores intracraneales. Los puntos diana son limitados, en la práctica, por la necesidad de re-entallaje del paciente tras cada punto de abordaje. Un problema ulterior es el desplazamiento cerebral (común a todos los sistemas operatorios de guía por la imagen), p.ej. el cambio de la posición cerebral relativa al cráneo entre los cortes preoperatorios y el procedimiento quirúrgico. Hay varias causas, incluyendo la pérdida intraoperatoria de LCR, vaciado del tumor, la presión de las espátulas de retracción, y la terapia antiedema. Cuando se produce el desplazamiento cerebral la navegación es imprecisa ya que está basada en datos preoperatorios. Este problema puede ser resuelto con la aplicación de técnicas de imagen en tiempo real.

Aunque los términos exactitud "estereotáxica" o "submilimétrica" se asocian frecuentemente en la literatura con la cirugía basada en marco estereotáxico, está demostrado que esta afirmación debe ser manejada con mucha precaución [113].

6.2 Precisión del sistema interno del neuronavegador

Si se respetan los aspectos técnicos específicos como la colocación adecuada de los marcadores, técnicas de imagen, y procedimiento de registro, con los sistemas de neuronavegación se pueden obtener errores de desviación menores a 1-2 mm [75]. De este modo, el error está dentro del rango de los sistemas basados en marco [111]. La precisión es suficiente para planificar y controlar el abordaje de la cirugía de base de cráneo y para indicar estructuras críticas [12,166]. El estudio de Brinker demuestra que la valoración del registro interno del navegador se debe considerar como un indicador de un proceso de registro correcto más que un indicador de precisión anatómica [12]. Se recomienda siempre que la precisión en el campo quirúrgico sea medida por el cirujano a través de fiduciales independientes (marcadores adicionales no utilizados para el registro) o referencias anatómicas [44,165].

6.3 Precisión y técnicas de imagen

La RM es la modalidad preferida en la adquisición de datos para la neuronavegación en tumores intracraneales ya que, proporciona una mayor resolución de las estructuras cerebrales [159]. En cambio se han descrito

registros más exactos con TC que con la RM, aunque sin diferencias estadísticamente significativas [43].

6.4 Precisión a través de la colocación de fiduciales

La verdadera precisión depende de la relación geométrica entre la región de interés quirúrgico y la disposición de los fiduciales. Los fiduciales de registro se deben colocar esféricamente [12,43,75,187]. Se debe evitar siempre la colocación en línea, ya que nos pueden dar desviaciones en el rango de centímetros [43,44,75,155,165,199].

Cuando los fiduciales se colocan muy próximos al campo operatorio aumenta la precisión [12]. Si el área de interés quirúrgico se haya a distancia de los fiduciales (p.e. colocados anteriormente cuando el es tumor posterior), la precisión obtenida no es uniforme a través del volumen intracraneal, de modo que se producirá un error significativamente mayor que el estimado por el ordenador [43]. En la práctica clínica, es muy importante que los fiduciales se coloquen próximos a la craneotomía, de modo que permanezcan visibles durante la cirugía y así permitir un fácil re-registro. Sin embargo, hay que tener en cuenta que, la precisión de la superposición de los datos radiológicos y los obtenidos con el registro del

paciente en el quirófano incrementa con la distancia entre fiduciales [12]. Así pues, es muy importante recordar que el aumento de la distancia entre fiduciales reduce el error global, por lo tanto, la colocación óptima de los fiduciales, individualizada para cada abordaje quirúrgico, es una medida factible y que debe respetar los dos aspectos mencionados previamente: proximidad al campo quirúrgico y suficiente distancia entre fiduciales. Por todas estas razones es interesante que los cirujanos tengan, por lo menos, unos conocimientos básicos de esta tecnología.

Respecto al número de fiduciales que se deben utilizar se considera que son necesarios un mínimo de tres marcadores visibles en TC o RM para la calibración intraoperatoria [31,51,60,115,166,191]. La combinación de múltiples marcadores cutáneos externos, no colineares, resulta en una precisión óptima [53,197]. Se ha obtenido una exactitud experimental de 0,3mm con un volumen de medición de 0,36 m³ [1,100].

La aplicación de marcadores cutáneos en la adquisición de datos y registro, representa un compromiso entre la precisión y grado de invasión [55]. Con los marcadores adhesivos se pueden producir errores suplementarios por movimiento de los mismos con el desplazamiento del cuero cabelludo, a consecuencia de la tracción, al fijar la cabeza al cabezal de Mayfield, así como por desviaciones en la localización precisa de los fiduciales con el puntero [43,166]. De este modo, la precisión

intraoperatoria, típicamente decrece y oscila entre 1 y 5 mm [1,6,54,99,153]. Algunos cirujanos utilizan fiduciales implantables (p.e. tornillos enroscados al cráneo) para evitar este error [12,114]. Esto es mucho más invasivo antes de la craneotomía, y de algún modo es contradictorio con el principio de no invasividad del sistema. De todos modos, a pesar de estas fuentes de error, la precisión de los navegadores, con marcadores adhesivos, es suficiente para todos los procedimientos neuroquirúrgicos abiertos o biopsias diagnósticas intracraneales para lesiones mayores de 1,5cm [43,44,45,138,166].

7. TIPOS DE ERROR EN LA NEURONAVEGACIÓN

La incorporación de las tecnologías de cirugía guiada por la imagen y neuronavegación en los procedimientos quirúrgicos tiene como objetivo la localización precisa de las dianas en el campo quirúrgico sin interferir con la labor del neurocirujano. Sin embargo, la utilización de estos instrumentos requiere un conocimiento profundo de la complejidad de su entorno técnico y de sus limitaciones. El nivel de credibilidad, que es esencial para el cirujano, se debe evaluar a través de una definición y evaluación cuidadosa

de los diferentes tipos de error de cada uno de los sistemas a lo largo de todo el procedimiento quirúrgico. La mayoría de críticas frente estos sistemas se derivan de su falta de precisión, y todavía más importante, del carácter aditivo e interrelacionado de estos errores, de modo que, no siempre el error más grande es el más significativo [26,78,112,113]. Así pues, es de extrema importancia conocer los errores e intentar minimizarlos en cada paso del procedimiento.

La precisión cuantifica la desviación de una muestra de coordenadas respecto al valor real [78]. El sesgo describe la desviación entre la media de la muestra de coordenadas y la verdadera posición de los fiduciales [78].

La **precisión mecánica** es el componente más exacto de cualquier sistema estereotáxico actual [78,112]. Muchos sistemas son tan exactos que la precisión mecánica ya no entra en la comparación con otros aparatos. La gran diferencia es la precisión operacional global, es decir, el registro de un punto en el espacio respecto a la estructura diana en la cabeza [78]. Los sistemas de estereotáxia clásicos fijan la cabeza al marco de localización de manera muy estable y reproducible y, en consecuencia, tienen una estabilidad inherente que los sistemas sin marco sólo pueden esperar adquirir. Los sistemas sin marco se basan en un sistema de fiduciales -tanto fiduciales artificiales fijados a la cabeza (algunos fijados de manera más firme y reproducible que otros) como puntos de referencia anatómica

(algunos identificables de manera más precisa que otros)- para el registro de la posición de la cabeza en el espacio.

La aplicación del análisis de error (precisión clínica) de un sistema de neuronavegación muestra sus limitaciones globales [113,165]. Se pueden definir diferentes tipos de error que dependen de la **precisión técnica** de los sistemas que participan en la neuronavegación y errores en la **aplicación** o **utilización** del sistema cuyo resultado proporcionará la **precisión clínica global** [78]. Sin embargo, el análisis de estas fuentes de error y su cuantificación es todavía incompleta. De todos modos, su conocimiento y entendimiento pueden ayudar a minimizarlos y conducir a un conjunto apropiado de recomendaciones de manejo de estos sistemas.

7.1 Errores en la adquisición de los datos

Las imágenes de TC y RM tienen una inexactitud inherente basada en el grosor de los cortes y la reconstrucción de la masa diana en 3D. El grosor de los cortes debe ser el mínimo posible, recomendándose que el incremento de los cortes sea de 3 mm o menor, y el grosor del corte de 1,5 a 2 mm como máximo, ya que la resolución tridimensional del sistema de navegación incrementa con los cortes finos [1,26,51,113,165,166,172]. Se debe evitar al máximo el movimiento del paciente durante la exploración radiológica, así

como el desplazamiento del cuero cabelludo, y con él de los fiduciales, en la colocación del paciente en el TC o RM. Durante la realización del TC o RM no se debe cambiar ningún parámetro de las imágenes (inclinación del gantry, altura de la mesa, campo de visión), y finalmente, tener muy en cuenta que ninguna imagen puede ser más exacta que su resolución, y la precisión del sistema de navegación nunca puede superar la precisión del sistema radiológico de obtención de imágenes [8,25,43,44,67,113,137,166,172,182,196].

En la RM la distorsión máxima se produce en la dirección axial [160,170]. Para reducir este error de localización se debe colocar la cabeza del paciente de manera que la coordenada Z del navegador sea axial a los cortes de RM [78]. Finalmente, no hay que olvidar que las imágenes son adquiridas antes de la llegada del paciente al quirófano (excepto en unos pocos sistemas de escáner intraoperatorios) y las estructuras pueden cambiar entre el escáner y la cirugía.

La técnica de imagen debe permitir la visualización con claridad de los límites de la lesión. Las imágenes de RM tienen un error potencial que es la distorsión de la imagen, la cual no es siempre identificable, y por lo tanto no corregible, de ahí que, algunos autores recomiendan que la planificación preoperatoria se realice con imágenes de TC [43,142,170]. De todos modos, uno de los mayores errores consiste en la identificación de la diana

anatómica en el corte [78]. Este es un error humano basado en la interpretación subjetiva de los estudios de imagen, realizada por el cirujano, el cual habitualmente está convencido de que su interpretación es la más exacta. Este error se intenta minimizar a través de la valoración de las imágenes por cirujanos independientes. Además, como es bien conocido, no siempre el límite de una masa captante es el límite de la patología [3,78,88].

7.2 Errores técnicos del procedimiento de digitalización espacial

Los digitalizadores espaciales deben tener una precisión como mínimo de 1 mm [112]. Los marcos estereotáxicos son extremadamente precisos [55]. Los métodos basados en infrarrojos tienen una precisión que oscila entre 0,3 y 0,6 mm [112].

7.3 Errores de localización del puntero

La distancia entre los LED idealmente debe ser constante y su distancia a la punta de la sonda también [15]. El cálculo de las coordenadas de la punta de la sonda se basa en las posiciones relativas asumidas de los LED y la punta, conociendo la geometría de los LED en la sonda [15]. Si una

distancia medida entre dos LED difiere del valor asumido, la posición de la punta de la sonda se calculará erróneamente [78]. Cualquier discrepancia entre las coordenadas medidas y los datos geométricos resultará en una localización errónea.

El análisis de la precisión de la localización de la punta de la sonda da una variación de la distancia de los LED de 0,12 a 0,24 mm, dependiendo del ángulo de inclinación entre la sonda y el conjunto de la cámara [78]. Teniendo en cuenta que la distancia entre los LED y la punta de la sonda es de aproximadamente 10 cm, el efecto de la variación de la distancia de los LED en la localización de la punta de la sonda es incluso mayor [78]. Este error se puede limitar haciendo la sonda de manera que los LED siempre apunten directamente hacia la cámara [78].

7.4 Errores en la posición del conjunto de la cámara

La precisión de los sistemas de navegación depende también de la distancia entre los LED en el puntero y el conjunto de la cámara [78]. Cuanto mayor sea la distancia, mayor es el error de localización, sin embargo, los cambios en dos direcciones arbitrarias prácticamente no modifican el error. Para alcanzar una precisión máxima, el campo quirúrgico

se debe localizar en el área de mínimo error, es decir, a una distancia de 1,4 m de la cámara [78].

7.5 Efecto de la vibración mecánica del equipo o conjunto de la cámara

Las vibración del conjunto de la cámara y el sistema de referencia (arco, estrella, etc) es otra fuente de error. La principal razón de la vibración de la cámara es la longitud del trípode [78]. Como el puntero registra la distancia entre dos puntos extremos, si la cámara vibra, registrará el intervalo entre dichos puntos, con el consecuente error.

Respecto los sistemas de referencia, en los arcos, debido a sus dimensiones geométricas, los LED no se visualizan en una posición fija sino en un área circunscrita y la localización del puntero se realiza en relación a la posición del arco, al ser éste el sistema de coordenadas del paciente [78]. Por lo tanto, el procedimiento de localización global es sensible a las vibraciones mecánicas del arco de referencia. Este error se puede disminuir con un arco más pequeño y estable, pero los algoritmos de referencia serán menos robustos ya que los puntos de referencia cubrirán un espacio menor, de ahí que los sistemas basados en arco hayan caído en desuso [78]. Otros sistemas de navegación, como el BrainLab, se basan en una estrella de

referencia firmemente fijada al cabezal del paciente, de dimensiones adecuadas, que ayuda a minimizar el error.

El cirujano cree tener en cuenta todos estas inexactitudes potenciales y reconocer que, incluso los sistemas más exactos mecánicamente se deben utilizar con suma cautela. Hay poca diferencia si un sistema tiene una exactitud de 0,3 mm y otro de 0,6 mm si la cantidad de error es de 13 a 15 mm. La gran diferencia radica en si el cirujano tiene confianza ciega en el sistema de localización y abandona el juicio y sentido común en la cirugía. La cantidad de exactitud necesaria depende de lo que se esta haciendo y cual es la diana anatómica. Una precisión de 1 cm puede ser adecuada para guiar al cirujano a identificar con facilidad una diana profunda. Una precision de 5 mm es deseable para guiar al cirujano a lo largo del límite de resección. Sin embargo, una precision de 1 a 2 mm no es suficiente para una palidotomía, de modo que es necesaria la localización fisiológica para una ulterior determinacion de la diana. Cada uno debe determinar la exactitud que necesita y elegir, de acuerdo con ésto, el sistema de guía. Para muchas operaciones, la guía anatómica, sin la utilización de un aparato, puede ser suficiente, para otras, un sistema basado, o no, en marco puede ser el mejor, por lo tanto se debe utilizar el juicio individual para elegir qué guía es la más precisa en función de las necesidades individuales.

8. DISTORSIÓN CEREBRAL

La distorsión cerebral es una experiencia diaria del neurocirujano, concomitante a la práctica de la neurocirugía y no se discute su existencia. Sin embargo, la magnitud de esta distorsión, la influencia del tipo tumoral, y las características de imagen que predicen la magnitud del desplazamiento se conocen vagamente. Además, el impacto del desplazamiento cerebral en las técnicas de guía por la imagen, la necesidad de actualización intraoperatoria de las imágenes y la resolución necesaria para esta actualización son asuntos controvertidos y no resueltos [7,15,26,44,84].

Existen múltiples factores que influyen en la pérdida de precisión por desplazamiento cerebral, antes y durante el procedimiento quirúrgico:

- Las imágenes preoperatorias se toman con el paciente en decúbito supino que, habitualmente, no es la posición operatoria.: Se ha propuesto como método para evitar esta distorsión la toma de las imágenes preoperatorias con el paciente colocado en posición operatoria [166]. Ésto es difícil, ya que la cabeza del paciente tendría que estar fijado de alguna manera para evitar pequeños movimientos, lo cual se consigue, en cambio, durante la cirugía con la fijación al cabezal de Mayfield.

▪ **Posición quirúrgica:** Cuando la cabeza se coloca horizontalmente, el colapso cerebral por drenaje de LCR ocurre únicamente en dirección medio-lateral [179]. Sin embargo, en una cabeza inclinada, el vector de gravedad se divide en componentes latero-medial y antero-posterior, desplazándose las estructuras cerebrales también en sentido posterior [179] (figura 30)

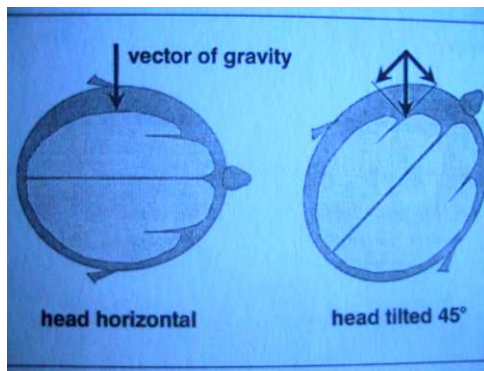


Figura 30: Vectores de gravedad en función de la posición de la cabeza del paciente

Tomado de: Van Roost, Stereotact Funct Neurosurg 69: 239-242; 1997

▪ **Apertura dural y salida de LCR:** Se ha preconizado la colocación del paciente de modo que la craneotomía quede en el punto más alto, y realizar una apertura dural lo mas pequeña posible, minimizando la salida de LCR [77,87].

▪ **Maniobras anestésicas:** La inducción anestésica, la ventilación mecánica y administración de manitol y otros diureticos, provocan cambios de PIC y del volumen sanguíneo cerebral y total, con el consiguiente desplazamiento [87]. De este modo, las referencias tomadas a través de las

imágenes preoperatorias no son congruentes con las referencias intraoperatorias. Aunque el efecto de dicha manipulación de la presión intracraneal se ha estudiado en profundidad, sus efectos sobre la sustancia gris, sustancia blanca, LCR, tumor y volúmenes cerebrales no está clara [23]. Los efectos diversos a nivel tisular provocan una distorsión cerebral más compleja que los simples cambios de volumen total [23]. De todos modos, hay grupos que, como medida de prevención, evitan al máximo la administración de estas sustancias pre e intraoperatoriamente [87].

- **Vaciado tumoral**: La exéresis progresiva de la lesión cambia las relaciones con el tejido circundante, de manera que los datos del sistema de guía (tomados a partir de las imágenes preoperatorias) no corresponden con la situación actual, invalidando de este modo la neuronavegación. Esta progresiva pérdida de precisión es inevitable pero se han preconizado ciertas medidas para minimizar esta situación como la resección tumoral en bloque, y en los casos que no es posible, la actualización de los datos de imagen a través de ultrasonidos, TC o RM intraoperatorio [7,34,52,93,127,128,133,136,142,157,161,174]. Sin embargo, la cirugía de base de cráneo es un dominio apropiado para la neurocirugía asistida por ordenador ya que las estructuras óseas rígidas previenen el desplazamiento y permiten una orientación intraoperatoria continua [12,148,162,166,199].

Para resolver estas controversias se necesita el conocimiento de la magnitud, direcciones, influencias, y predictores de la distorsión cerebral postimagen, información que actualmente no está disponible en la literatura según nuestro conocimiento. Aunque es bien conocida la existencia de la distorsión cerebral peroperatoria [26,44,166], los estudios de magnitud de estos desplazamientos y cambios respecto a la profundidad, son escasos [23,59,65,84,127]. A pesar de esto, la preocupación sobre los efectos de la distorsión cerebral postimagen es motivo de investigación continua en busca de métodos para definir este problema [15,89,95].

9. UTILIDADES DE LA NEURONAVEGACIÓN

La neuronavegación permite al cirujano la planificación quirúrgica. Con la representación tridimensional de las imágenes preoperatorias el cirujano puede realizar repetidos "paseos" por la región de interés, permitiendo la visualización de la anatomía individual, estructuras de importancia y diana quirúrgica, y reduciendo, durante el acto operatorio, la manipulación cerebral innecesaria. Estos conocimientos permiten el centraje de la craneotomía y su optimización, conduciendo a aperturas más precisas,

menores y mínimamente invasivas, ya que, además, el neuronavegador nos permite la proyección virtual de las estructuras profundas en la superficie craneal [137,166]. Se pueden simular todos los pasos quirúrgicos, aumentando la confianza del cirujano y constituyendo una excelente herramienta de aprendizaje, que sin embargo, no sustituye el conocimiento anatómico.

La neuronavegación es útil en procedimientos que requieren una precisión superior a 2 mm [1,6,43,54,55,75,99,153]. En este caso, facilita las biopsias percutáneas y es competitiva con los sistemas estereotáxicos con marco, ya que el paciente no se debe someter a la incómoda fijación del marco y, si es necesario, flexibiliza el intervalo de tiempo entre la exploración radiológica y la biopsia [43].

Se ha sugerido que la neuronavegación es especialmente útil en la cirugía transesfenoidal, sobre todo reintervenciones, por la posibilidad de orientarnos en una anatomía distorsionada y sin referencias anatómicas [27]. Así mismo, también parece de gran utilidad en la cirugía de base de cráneo, por el escaso desplazamiento cerebral, y la inmovilidad de las estructuras anatómicas a este nivel [191].

Recientes estudios han comparado el área de resección estimada preoperatoria y la resección intraoperatoriamente, y se ha visto que utilizando el sistema de navegación ésto coincide en el 97% de casos,

mientras que sin la guía por la imagen sólo coincide en un tercio de casos [3,43].

Las investigaciones actuales se dirigen al estudio de los beneficios clínicos de esta tecnología en términos de reducción de complicaciones. Parece ser que con la neuronavegación hay una menor pérdida sanguínea, se disminuyen las complicaciones graves, aunque la tasa de complicaciones menores se mantiene, reduce el tiempo quirúrgico una vez superada la curva de aprendizaje y disminuye el tiempo de hospitalización [19,43,137]. Todo lo anterior se atribuye a un procedimiento menos invasivo, a una menor morbilidad postoperatoria y, por consiguiente, una recuperación más rápida [158]. Finalmente, parece que el resultado final es una reducción del coste medio por caso, sin tener en cuenta el coste de la adquisición del equipamiento necesario implicado en el uso de los sistemas de neuronavegación [63,137,158]. Lo expuesto en este párrafo son resultados de diferentes estudios, y cómo tales, discutibles.

10. COMPLICACIONES ASOCIADAS A LOS SISTEMAS DE NEURONAVEGACIÓN

La principal complicación de la utilización de los sistemas de cirugía guiada por la imagen es su inutilización durante el acto quirúrgico. Ello puede ser debido a la pérdida de las marcas fiduciaras, pérdida de precisión, por movimientos de la cabeza del paciente respecto al marcador de referencia o por desplazamiento cerebral, y a la desconexión accidental del neuronavegador o corte del suministro de corriente eléctrica [23,43,50,65,87,166,172]. En los dos primeros caso se pueden utilizar referencias anatómicas para el re-registro. Si hay una desconexión, el sistema puede continuar funcionando una media de 7 minutos [172]. Sólo el desplazamiento cerebral continúa siendo una complicación insalvable frente a la cual se dirigen la mayor parte de esfuerzos en la actualidad. No hay que olvidar que siempre existe la posibilidad de fallo del sistema informático, lo cual nos obliga a continuar el procedimiento según las técnicas convencionales.

Hasta el momento actual, según nuestro conocimiento, no se han producido complicaciones infecciosas derivadas del uso de las marcas fiduciaras cutáneas o los diferentes adaptadores [50].

11. APLICACIÓN DE LA NEURONAVEGACIÓN A DIFERENTES PROCEDIMIENTOS NEUROQUIRÚRGICOS

11.1 Cirugía tumoral

Cada vez se realizan más procedimientos quirúrgicos guiados por la imagen, debido a las mejoras que ello ha supuesto en la práctica neuroquirúrgica. Por ejemplo, en el caso de biopsias tumorales, los métodos no guiados tienen una tasa de complicaciones (muerte o morbilidad) elevada, del 15% frente al 4% de las técnicas estereotáxicas [103]. Además, la precisión diagnóstica aumenta del 65% en los métodos tradicionales al 93% en los guiados por imagen [103]. El problema de los sistemas estereotáxicos convencionales es que sólo se pueden utilizar para un número limitado de dianas, ya que se suele utilizar sólo un corte del grupo de imágenes para el cálculo de la diana, en cambio, los sistemas guiados por la imagen sin marco utilizan todo el grupo de imágenes y permiten el cálculo del número de dianas que deseemos. Esto ha convertido las craneotomías guiadas por navegador en un procedimiento rutinario, ya que hacen la resección tumoral más segura y completa e, indirectamente, disminuyen el tiempo quirúrgico total, todo lo cual conduce a una menor morbilidad y por lo tanto disminuye la estancia hospitalaria [19,90].

Clásicamente, la mayor utilidad de los sistemas de navegación en la cirugía tumoral se refiere a los gliomas de bajo grado [23]. En este tipo tumoral, la diferenciación macroscópica entre tejido patológico y sano muy difícil, a la vez que suelen ser procesos infiltrativos sin efecto de masa. Contrariamente, las imágenes radiológicas suelen delimitar con claridad el margen tumoral. La cirugía guiada por la imagen, nos permite intraoperatoriamente, la definición de bordes tumorales, y de este modo, alcanzar una resección máxima.

En este apartado, consideramos de interés citar el estudio realizado por Dorward en el que analiza la magnitud del desplazamiento cerebral en función del tipo tumoral, y que resulta de gran utilidad en la comprensión de la navegación cerebral [23]. Sus resultados permiten agrupar la patología tumoral en 4 grupos con unos patrones de desplazamiento definidos:

- Meningiomas de convexidad o parasagitales: Existe un ligero desplazamiento del córtex con la apertura dural que contrasta con un gran desplazamiento, tanto en profundidad como en superficie al final de la cirugía, notablemente superior al resto de grupos. En estos casos se considera que la guía por la imagen es útil para la planificación quirúrgica, delineación de márgenes tumorales y localización de la craneotomía, pero una vez iniciado el vaciado tumoral, el margen profundo tumoral se va aproximando a la superficie.

- Gliomas: El desplazamiento del córtex cerebral en el momento de la apertura dural y la finalización del procedimiento, así como del margen tumoral profundo, es significativamente menor. Además, existe una correlación entre el volumen tumoral preoperatorio y el desplazamiento de línea media y la magnitud del desplazamiento en profundidad. Hay que ser cautos en caso que las imágenes preoperatorias revelen una masa especialmente grande, con marcada desviación de la línea media, ya que en estos casos este concepto no es aplicable.

- Lesiones intraxiales no gliomatosas: Estas lesiones, al ser de menor tamaño, tienen menor edema perilesional y producen menor desplazamiento de línea media y en profundidad. Se encuentra una gran correlación entre volumen tumoral y desplazamiento en profundidad, lo cual implica una pequeña distorsión cerebral durante la cirugía, de modo que la guía intraoperatoria a través de la imagen es altamente fiable.

- Lesiones de base de cráneo: Estas lesiones suelen producir muy poco edema y el desplazamiento es de pequeña magnitud (ambos significativamente menores que los otros grupos). Estos factores predicen una buena credibilidad de la neuronavegación en el tratamiento de las lesiones de base de cráneo.



Figura 31:
Planificación quirúrgica de un tumor cerebral en un paciente operado previamente. A la izquierda, reconstrucción 3D que muestra la craneotomía previa, sus relaciones con el tumor y áreas elocuentes

11.2 Cirugía de la base de cráneo

Además de las características inherente a los sistemas de neuronavegación como es permitir la reconstrucción anatómica tridimensional y proyección de estructuras profundas en superficie craneal, especialmente útil en los grandes abordajes de cirugía de base de cráneo, éste dominio hace particularmente óptima la cirugía guiada por la imagen debido a la inmovilidad de las estructuras óseas [23,60,119].

La navegación en la base de cráneo no se afecta por el desplazamiento cerebral ni de tejidos blandos, lo cual permite al cirujano tener una información fiable de las estructuras con tamaños superiores a unos pocos milímetros y una continua orientación intraoperatoria [12]. Cambiando la posición del microscopio y del enfoque, se puede desplazar el eje óptico a través de estructuras anatómicas y ofrece lo que se podría llamar "cirugía

virtual" [12,60]. Esta característica es muy útil para pequeños abordajes de estructuras profundas.

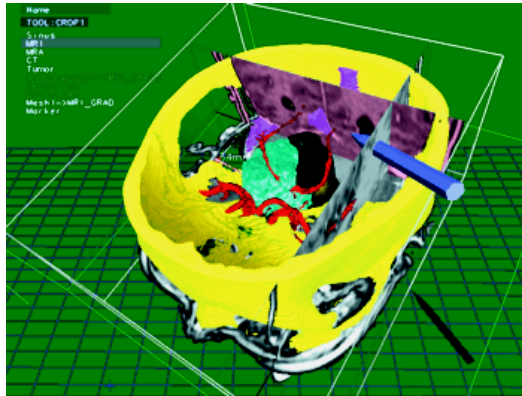


Figura 32:
Ejemplo de planificación de una cirugía de una tumoración de base craneal. A destacar las relaciones anatómicas con estructuras vasculares de importancia.

11.3 Abordajes transesfenoidales

La cirugía guiada por la imagen en los abordajes transesfenoidales para tumores de la silla turca se introdujo en el inicio de los años 60 a través del uso combinado de fluoroscopia con un intensificador de imagen para la guía de perfil (y vista antero-posterior, si es necesario) y el microscopio para la visualización directa de las estructuras anatómicas de línea media. La mayor ventaja de la fluoroscopia fue la monitorización de las maniobras instrumentales en la pantalla de televisión durante la resección de grandes tumores pituitarios con extensión supraselar. Las vistas intermitentes durante el descenso progresivo de la cúpula tumoral, monitorizados con la inyección aérea por vía lumbar o por visualización

directa con perfusión de solución de contraste, nos dan una imagen intraoperatoria en tiempo real de la resección tumoral [57].

Los sistemas actuales de guía por RM no proporcionan imágenes dinámicas a tiempo real y en el momento que la cúpula tumoral desciende, la navegación pierde su utilidad. La mayor ventaja, en el caso de la cirugía transesfenoidal, es la identificación de línea media en caso de recidiva tumoral donde las referencias óseas están destruidas [57,166].

11.4 Cirugía de la región pineal

La cirugía continúa siendo el tratamiento de elección en los tumores de región pineal, sin embargo, la elección del abordaje y la prevención de las complicaciones siguen suponiendo un reto para el neurocirujano [168].

El abordaje occipital transtentorial se ha convertido en el método de elección estándar, ya que proporciona una buena visión de la región cuadrigeminal pero en cambio, requiere una fuerte retracción de los lóbulos occipitales y del tentorio, resultando en defectos del campo visual y crisis epilépticas [129,143,147,164]. La elección de una correcta craneotomía individualizada juega un papel clave en un espacio quirúrgico relativamente pequeño, en el que la preservación del sistema venoso profundo, habitualmente bajo el lecho tumoral, es de extrema importancia. La

neuronavegación nos proporciona un conocimiento del tumor primario y anatomía circundante que permite la planificación de la estrategia operatoria, desde el tamaño de la craneotomía, vía de abordaje hasta el grado de resección quirúrgica.

La combinación de la neuronavegación con las técnicas endoscópicas proporcionan unas imágenes de alta resolución que permiten evaluar de una manera más correcta el tejido circundante y la anatomía vascular, así como la visualización intraoperatoria de estructuras lejanas, no accesibles por un abordaje convencional [164].

11.5 Neurocirugía funcional

La neurocirugía funcional es un área en la que la utilización del marco estereotáxico continúa siendo superior a cualquier otra técnica [66,173] . Las técnicas de cirugía guiada por la imagen "sin marco", usadas individualmente, son casi imposibles en procedimientos que tratan estructuras subcorticales, ya que es necesaria la fijación de la cabeza a una estructura rígida [173].

En la cirugía funcional, la diana final se obtiene a través de criterios fisiológicos, generalmente por estimulación eléctrica y valoración de la respuesta del paciente, lo cual no se puede sustituir por un sistema de

neuronavegación [55,173]. En cambio, nos permite un mapeo anatómico preciso y orientación antes, y a lo largo de la cirugía [55,66]. Es de gran ayuda en la corrección de los electrodos, a través de la presentación de su trayectoria en imágenes triplanares y evitando estructuras anatómicas relevantes como cápsula interna y núcleo rojo [173]. El desplazamiento cerebral, el cual es un serio problema en otros procedimientos neuroquirúrgicos, es casi negligible en la cirugía funcional [173].

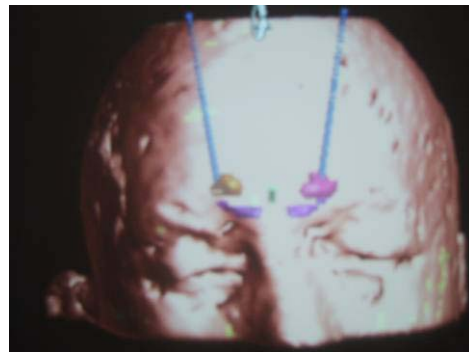


Figura 33:
Ejemplo de planificación quirúrgica para la implantación de electrodos subtalámicos bilaterales

11.6 Cirugía de la epilepsia (amigdalohipocampectomía)

La amigdalohipocampectomía descrita por Niemeyer, Wieser y Yasargil y Yasargil y col. es una aplicación típica de cirugía guiada por referencias [130,188,195]. La neuronavegación es especialmente útil en este procedimiento, en el que la orientación se obtiene por la identificación de

puntos anatómicos clave, permitiendo la planificación del acto quirúrgico en pasos individuales [193]. Además, a diferencia del marco estereotáxico, no es necesaria la fijación de la cabeza, lo que incrementa la flexibilidad del trabajo del neurocirujano [193].

Las resecciones selectivas individualizadas tienen como objetivo minimizar los déficits neuropsicológicos manteniendo la tasa de desaparición de crisis evitando la resección innecesaria de cortex no epileptogénico y reduciendo el trauma tisular, especialmente vascular [22,62,179,189,193,194]. A través de la guía por la imagen, se asegura la localización óptima de la incisión y craneotomía. No existe la limitación a una trayectoria única y ofrece la posibilidad de resecar la región temporo-mesial completamente a través de una pequeña abertura [193].

El colapso cerebral debido al desplazamiento del LCR provoca un desplazamiento látero-medial que compromete la precisión de la neuronavegación en profundidad pero prácticamente desdeñable en la hendidura tentorial [179]. La utilización de cortes paralelos al eje mayor del hipocampo ha minimizado la sobreestimación de la longitud de resección hipocampal, habitual en la utilización de los sistemas de neuronavegación [179,193].

11.7 Endoscopia

En la neurocirugía endoscópica, los sistemas de neuronavegación son una herramienta útil en la planificación y realización del abordaje y mejora la orientación operatoria en casos seleccionados [68]. Estos sistemas superan en determinadas ocasiones a la estereotaxia clásica, ya que ésta última no es aconsejable por la limitación del rango de movimientos o reajustes del endoscopio, por el consumo de tiempo que supone el cálculo de trayectorias múltiples, ni en niños pequeños, por su cráneo blando [68].

La anatomía endoscópica difiere en gran manera de los abordajes neuroquirúrgicos a los que estamos familiarizados. Además, la orientación puede ser extremadamente difícil cuando existe distorsión anatómica, y aumenta el riesgo de daño a estructuras circundantes como hipotálamo y arteria basilar, en el caso de ventriculostomías del III ventrículo [56,108,120].

La neuronavegación proporciona una precisión suficiente (utilizando un cabezal de Mayfield el error de registro medio del sistema es de 1,7-2,7 mm, con una media de 2,1 mm), es fácil de utilizar, es bien tolerada por los pacientes y menos consumidora de tiempo [68]. Sin embargo, la estereotaxia (con marco o sin) no es capaz de detectar o corregir el desplazamiento cerebral durante la cirugía [68].

La utilización de la neuronavegación junto a la endoscopia es de gran utilidad en caso de condiciones visuales dificultosas (líquido quístico, presencia de coágulos, o LCR sanguinoliento o turbio a consecuencia de procesos infecciosos), facilita la canulación de ventrículos rendija y proporciona una excelente guía en situaciones de distorsión anatómica por ventrículos excluidos, malformaciones, quistes o tumores [24,116,151].

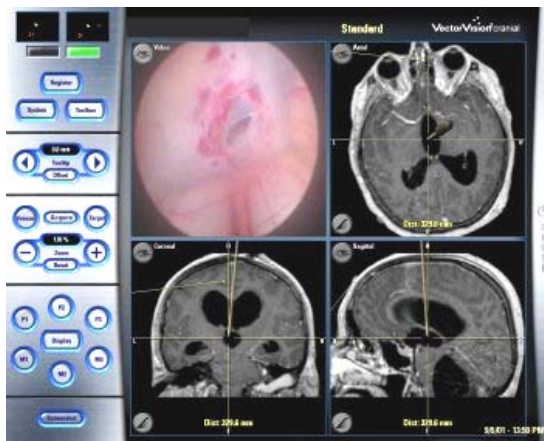


Figura 34:
Ejemplo de cirugía endoscópica, con la incorporación de la imagen del endoscopio, en tiempo real, en la pantalla del neuronavegador

11.8 Proyección de estructuras cerebrales a la superficie craneal

Uno de los objetivos de la neurocirugía moderna es la obtención de un mapa funcional y estructural preoperatorio del córtex cerebral. La electrofisiología intraoperatoria, a través de la estimulación cortical, nos proporciona esta información. Los sistemas de neuronavegación utilizados con este fin, dan una información preoperatoria suplementaria de gran

interés con una precisión superponible a la de los sistemas estereotáxicos clásicos [1,7,26,44,78,100,148,165,166,199].

La planificación quirúrgica se puede hacer sobre una RM funcional, y proyectar las estructuras elocuentes en superficie. Sin embargo, los neuronavegadores nos ofrecen todavía más posibilidades de cálculo, en vistas a una localización precisa de estas zonas antes de la intervención. Existe un trabajo de interés, publicado por Reinges y col., en el que localiza el surco central utilizando dos referencias anatómicas óseas con escasa variabilidad interindividual, que son el bregma y la sutura coronal [149]. No encuentra diferencias en el ángulo entre el surco central y línea media, medidos tanto en la superficie craneal del paciente como en la RM preoperatoria. En cambio, la distancia entre el surco central y bregma fue significativamente mayor al medirlo sobre el paciente que en la RM preoperatoria [149]. Lo anterior se explica por una exageración geométrica ya que, el radio es mayor al medirlo en la superficie externa del cráneo que cuando lo medimos sobre el córtex cerebral, lo cual alarga la distancia pero mantiene estable el ángulo [149]. Además, descubre la importancia de mantener la perpendicularidad del puntero al plano de la diana para excluir un incremento del error en profundidad debido a principios trigonométricos [149]. En conclusión, la proyección virtual del surco central en la superficie

craneal utilizando el sistema de neuronavegación es precisa, pero en ningún caso sustituye la estimulación directa del córtex motor [149].

11.9 Braquiterapia intersticial y radiocirugía estereotáxica

Estas técnicas requieren la colocación de fuentes radioactivas con una gran precisión, o la administración de radioterapia externa en un punto muy concreto evitando la irradiación de estructuras circundantes. No se ha demostrado que los sistemas de neuronavegación puedan sustituir a la estereotáxia clásica en la braquiterapia o radiocirugía estereotáxica [2].

11.10 Reconstrucción cráneo-facial

La neuronavegación nos permite la localización intraoperatoria de estructuras de gran importancia cosmética como rebordes orbitarios, y es de especial interés su utilización en patología traumática craneofacial y problemas congénitos de esta región.

11.12 Neuronavegacion espinal

Al inicio estos sistemas se utilizaron básicamente para cirugía craneal, pero ahora todos ellos han desarrollado programas para su aplicación en cirugía de columna, sobre todo la colocación de tornillos transpediculares, mediante el registro de un cuerpo vertebral individual [5,20,134,146,166].

HIPÓTESIS DE TRABAJO

1. La neuronavegación es una técnica suficientemente precisa para los procedimientos neuroquirúrgicos en patología cerebral habitual
2. La distribución y número de los fiduciales cutáneos, así como, el tamaño de los cortes de las exploraciones radiológicas preoperatorias influyen significativamente en la precisión del sistema
3. El registro a través de fiduciales cutáneos y la utilización del reconocimiento facial son métodos igualmente precisos
4. La neuronavegación se puede utilizar en todos los casos, independientemente de la posición quirúrgica del paciente
5. La utilización del neuronavegador durante la cirugía nos permite una resección tumoral más exacta respecto a la exéresis planificada
6. La utilización del neuronavegador no prolonga la duración de los procedimientos quirúrgicos
7. La utilización del neuronavegador mejora el pronóstico y evolución postoperatoria de los pacientes

8. El uso del sistema de navegación está justificado por su utilidad
objetiva

OBJETIVOS

1. Determinar la **precisión del sistema de neuronavegación**.
 - a. Determinar si existe una relación entre la distribución y número de fiduciales cutáneos y la precisión obtenida.
 - b. Determinar si existen diferencias en la precisión en función del método empleado para el registro (fiduciales adhesivos cutáneos o reconocimiento facial)
 - c. Determinar si existe una relación entre el grosor del corte de la exploración radiológica y la precisión obtenida.

2. Determinar las **causas de error en la utilización del sistema**, así como los problemas más frecuentes

3. Determinar si la **utilización de la navegación prolonga o acorta la duración de los procedimientos quirúrgicos**.

4. Determinar si existe una mayor **correlación entre la resección quirúrgica planificada y la resección final** en los pacientes en los que se utilizó el neuronavegador respecto al grupo control

5. Determinar si existen **posiciones quirúrgicas que entrañan una mayor dificultad en la utilización del sistema**, y distribución de un quirófano

6. Determinar si existe una **mejoría en la evolución y pronóstico en los pacientes** operados con neuronavegación

7. Determinar la **utilidad del sistema** de navegación tanto en términos objetivos como subjetivos

MATERIAL Y MÉTODOS

1. POBLACIÓN Y MÉTODOS

1.1 Población

Se ha realizado un estudio prospectivo descriptivo en el Hospital Clínic de Barcelona, servicio de Neurocirugía, desde Junio del 2001 hasta Mayo del 2003, periodo durante el cual se operaron 78 pacientes con diferentes patologías cerebrales utilizando el sistema de neuronavegación Vector Vision (BrainLab, AG, Heinstetten, Alemania), para la planificación y guía intraoperatoria. El estudio se realizó una vez superada la curva de aprendizaje, a pesar de lo cual, se excluyeron cinco pacientes por diferentes motivos que serán especificados en el apartado resultados. En 73 casos, el sistema funcionó adecuadamente. Se recogieron 56 casos de patología cerebral (tumores, malformaciones vasculares y otros), 11 de enfermedad de Parkinson y 6 de procedimientos endoscópicos. En 34 pacientes se realizó una exploración radiológica postoperatoria transmitida a la estación de planificación para la valoración de la utilidad del sistema. A todos los pacientes se les informó de la utilización del navegador.

Se tomó como grupo control a 72 pacientes operados durante el mismo periodo de tiempo y con patología cerebral similar sin utilizar el sistema de neuronavegación. Se recogieron 56 casos de patología tumoral

cerebral, 10 de cirugía del Parkinson y seis procedimientos endoscópicos. Se tomaron como **variables** en los dos grupos (estudio y control):

1. Edad
2. Sexo
3. Patología
4. Sintomatología preoperatoria
 - a. Patología cerebral y cirugía endoscópica
 - b. Enfermedad de Parkinson
5. Localización de los tumores
 - a. Afectación de uno o más lóbulos cerebrales
 - b. Hemisféricos o no-hemisféricos

1.2 Sistema de neuronavegación

El sistema de guía por la imagen utilizado en nuestro estudio fue el VectorVision2 (BrainLab, AG, Heinstetten, Alemania), con un sistema de ordenador basado en tecnología Intel.

La **estación de planificación** del VectorVision2 con la que trabajamos tiene un procesador de datos Pentium IV 1.7 GHz, una capacidad de almacenamiento de disco duro de 20 GByte, un banco de memoria de 256 MB RAM y una carta gráfica tipo Elsa Gladiac 511TVout 64MB.

La **estación de trabajo** del VectorVision2 tiene un procesador de datos 2xPentium III 600MHz, una capacidad de almacenamiento de disco duro de 10 GByte, un banco de memoria de 512 MB RAM y una carta gráfica tipo Appian Jeronimo 2000.

El **software** de la estación de planificación BrainLab y de la estación de trabajo VectorVision2 funcionan con Windows NT 4.0.

El **microscopio** utilizado fue un Leika OHS, M500-N, con una cámara BIV 3CCD.

1.3 Sistemas de registro

Al principio del estudio se utilizaron fiduciales adhesivos cutáneos, pero posteriormente se utilizó el sistema de escáner facial (Z-touch).

1.3.1 Fiduciales adhesivos cutáneos:

Se procedió al rasurado de la zona en la que debía adherir el fiducial, limpieza con alcohol y fijación del fiducial a cuero cabelludo con un adhesivo de doble cara. Se utilizó la esfera azul acoplada al soporte plástico en caso de TC, y la esfera verde rellena de aceite orgánico en caso de RM. Se colocaron 6 fiduciales, distribuidos alrededor de la zona de interés, pero siempre intentando su localización bilateral, y cuando fue posible, uno

frontal, intentando cumplir con los requisitos de suficientemente cerca al área de interés, pero lo ampliamente distribuidos en cráneo, para reducir el error. Se dibujó el contorno del fiducial con un rotulador indeleble, por si alguno se desprendía poderlo recolocar. De todos modos, se evitó, en la medida de lo posible, la utilización de estos fiduciales recolocados cuando los restantes nos dieron una precisión adecuada.

Las **variables** estudiadas fueron:

1. Número de fiduciales implantados
2. Distribución de estos fiduciales
3. Causas de no utilizar alguno de los fiduciales durante el registro del paciente en quirófano
4. Precisión obtenida
5. Número de intentos hasta obtener la precisión definitiva con la que se va a realizar el procedimiento quirúrgico
6. Tiempo utilizado para el registro (en minutos)
7. Incidencias acaecidas durante el registro

1.3.2 Z-touch®:

El Z-touch® (BrainLab, AG, Heinstetten, Alemania), es un puntero láser inalámbrico para el registro del paciente sin marcas fiduciarías, no

requiere un estudio radiológico suplementario. El registro sin marcas elimina la distorsión provocada por el desplazamiento cutáneo. Es un haz láser visible para una adquisición selectiva de las zonas anatómicas óptimas en la piel del paciente. Adquiere puntos láser 3D proyectados directamente en el sistema de coordenadas del paciente, maximizando la precisión. Realiza el cálculo de un algoritmo avanzado de superposición de superficies. Hay una correlación automática de la información de puntos con la información anatómica.



Figura 35: Z-touch®

Las **variables** recogidas para el registro con Z-touch fueron:

1. Precisión obtenida
2. Número de intentos hasta obtener la precisión definitiva con la que se va a efectuar el procedimiento quirúrgico
3. Tiempo empleado en el registro (en minutos)
4. Incidencias durante el registro al utilizar el Z-touch

1.4 Exploraciones radiológicas

La exploración radiológica se realizó generalmente 24 horas antes del procedimiento quirúrgico, pero en algunos casos se realizó el mismo día de la operación, justo antes de la operación, y en otros varios días antes, en función de la disponibilidad del Servicio de Radiodiagnóstico.

El paciente se trasladó al TC ó RM y se procedió al estudio radiológico. Para la obtención de imágenes radiológicas se utilizaron 2 escáneres marca Siemens (Forchleim, Alemania), y 3 resonancias, una Siemens IMPAC de 1 Tesla, otra Siemens SP de 1,5 Tesla, y una General Electric (New Woking) tipo SIGNA de 1,5 Tesla. En todos los casos en que fue posible, se utilizó la RM para la obtención de imágenes siguiendo un protocolo de compatibilización de las imágenes con el sistema de neuronavegación utilizado. En la RM se obtuvo una secuencia tridimensional en tiempo T1, adquisición siempre axial, angulación de 0°, grosor de corte entre 1 y 4 mm (preferible 1,5 mm), y postinyección de Gadolinio. Cuando se utilizó el TC, la angulación fue también de 0°, y postinyección de contraste. El paciente se colocó en posición neutra. En los casos en los que el registro se realizó por reconocimiento facial, se utilizó siempre la RM como método de obtención de imágenes, y además del protocolo anterior, la exploración debía incluir toda la superficie facial.

Las **variables** recogidas fueron:

1. Técnica radiológica utilizada para la toma de imágenes preoperatorias:
 - a. TC
 - b. RM
2. Administración de contraste
3. Tiempo transcurrido desde la exploración radiológica hasta la cirugía, en días
4. Tamaño del corte de la exploración radiológica en mm
5. Número de cortes realizados para la reconstrucción tridimensional de las imágenes

1.5 Transmisión de datos radiológicos a la estación de planificación

Al inicio de nuestro estudio la transmisión de datos se realizó a través de un disco óptico, es decir, los datos de RM se transferían a una estación Magic View (MV50), y de ahí se grababan en un disco óptico, el cual se introducía en la estación de planificación del VectorVision2, y se transferían las imágenes. Posteriormente, esta transmisión se realizó

directamente entre aparato de RM o TC y la estación de planificación del BrainLab vía ethernet.

1.6 Planificación quirúrgica

Una vez presentadas las imágenes en la pantalla de la estación de planificación del VectorVision2, se procedió a dibujar y colorear, sobre los cortes axiales, la lesión y estructuras elocuentes o vasculares de importancia. Seguidamente se realizó la reconstrucción tridimensional, así como, triplanar (secciones sagitales y coronales). Sobre estas imágenes se definieron los puntos de entrada, diana, y trayectorias deseadas, visualizando de manera inmediata si se interponía alguna de las estructuras de importancia que se habían dibujado previamente. La transmisión de la planificación a la estación de trabajo VectorVision2 en quirófano se realizó a través de un disco ZIP.

Las **variables** recogidas en la planificación quirúrgica fueron:

1. Áreas de interés dibujadas
2. Volumen tumoral preoperatorio en centímetros cúbicos (cc):
 - a. Volumen calculado automáticamente por la estación de planificación

- b. Volumen calculado a través de la fórmula de la elipse
$$\left(\frac{3}{4} \pi r_1 r_2 r_3\right)$$
3. Volumen tumoral de resección planificado en cc
4. Estructuras anatómicas de importancia adyacentes al tumor
5. Estructuras anatómicas de importancia invadidas por el tumor
6. Areas funcionales dibujadas
7. Incidencias de la planificación
8. Objetivos de la planificación:
 - a. Influencia de los datos volumétricos en el diagnóstico
 - b. Planificación de la intervención quirúrgica
 - c. Qué tipo de cambios provoca la planificación en la estrategia de tratamiento:
 - i. Modificación del abordaje quirúrgico
 - ii. Modificación del grado de resección tumoral deseado
9. Destrucción ósea ocasionada por el tumor
 - a. Si hay destrucción ósea, si ésta varia la estrategia quirúrgica

1.7 Registro

Una vez en el quirófano, se colocó al paciente en posición quirúrgica, teniendo extremo cuidado en evitar desplazamientos del cuero cabelludo y fiduciales al fijar la cabeza al Mayfield. A continuación se colocó la estrella (no estéril), a un lado u otro en función de la distribución de quirófano, pero preferiblemente a la izquierda del paciente. Seguidamente, se retiraron las esferas de los fiduciales, permaneciendo pegados los soportes plásticos, y se sustituyeron por las esferas cónicas rojas para el registro. La cámara se colocó habitualmente a la izquierda del paciente. Se calibraron las cámaras moviendo frente a ellas el puntero con dos esferas reflectantes y se procedió al registro del paciente. La distancia entre la cabeza del paciente y las cámaras se intentó, en la medida de lo posible, que fuera inferior a 1,5 metros.

El registro se realizó siempre en condiciones no estériles. Se digitalizaron los fiduciales tocando con el extremo del puntero el centro de los marcadores cónicos, en un orden establecido por el navegador.

En los casos en que se utilizó el reconocimiento facial como método de registro, la cara del paciente tuvo que estar siempre en frente de la cámara. El cirujano tocó virtualmente con el puntero láser (Z-touch®) múltiples puntos de zona malar, reborde orbitario, reborde supraciliar, y

nariz, al ser estas estructuras las menos móviles. De este modo se realizó un escáner facial virtual, que el sistema VectorVision2 utiliza inmediatamente para calcular un modelo tridimensional de la anatomía facial del paciente. Después, este modelo, que representa la posición de la cabeza del paciente en el quirófano, se correlaciona con los datos radiológicos diagnósticos, y se completa el registro. El Z-touch® es un láser especial de clase 1, que no requiere medidas especiales de seguridad, como la protección ocular.

Una vez completado el registro el VectorVision2 nos dió un valor de precisión calculado. En todos los casos se intentó obtener una precisión inferior o igual a 3 mm, repitiendo las veces necesarias el procedimiento de registro. Si a pesar de lo anterior, los valores de precisión fueron superiores, se aceptaron (en función del procedimiento) valores de hasta 7 mm.

Una vez obtenida la precisión deseada se realizó un test de referencias anatómicas, como control de la precisión del sistema. Se apuntó con el puntero estructuras no desplazables como el nasion, punta de la nariz y trago.

Seguidamente, se procedió a localizar el punto de entrada, y delimitación en superficie cutánea de los bordes tumorales, para la definición de los límites de la incisión quirúrgica y craneotomía. A

continuación se retiró la estrella no estéril y los fiduciales cutáneos (en los casos que se utilizaron), y se procedió a la desinfección y entallado del paciente, momento en que se colocó la estrella de referencia estéril.

Durante nuestro estudio, la casa BrainLab nos ofreció la posibilidad de utilizar un prototipo de estrella de referencia, no fijada al Mayfield sino a la cabeza del paciente, a través de una cinta elástica (como una diadema). Este método se utilizó en cuatro casos, conjuntamente al registro con la estrella estándar.

En los casos que se utilizó la cinta se recogieron como **variables**:

1. Precisión obtenida
2. Número de intentos hasta obtener la precisión definitiva
3. Incidencias asociadas a la utilización de la cinta



Figura 36: Cinta de referencia

1.8 Procedimiento quirúrgico

Durante el acto quirúrgico se utilizó el puntero como guía en la resección, y en algunos casos se acoplaron los adaptadores universales en forma de estrella a diferentes instrumentos quirúrgicos, realizando previamente su calibración. Se respetó el principio de que el instrumento quirúrgico y el adaptador tuvieran una relación de tamaño 4:1 y que el eje mayor del adaptador fuera paralelo al del instrumento. Su calibración se realizó tocando con la punta del instrumento quirúrgico (con el adaptador acoplado) en el centro del cono de calibración de la estrella, y una vez reconocido la estación de trabajo nos dió su conformidad.

Las variables recogidas durante la cirugía fueron:

1. Administración de antibiótico profiláctico
2. Posición quirúrgica del paciente
3. Asociación de la neuronavegación a otras tecnologías
4. Colocación de la estrella de referencia:
 - a. Lado
 - b. Incidencias asociadas a su uso
5. Tipo de procedimiento quirúrgico
6. Craneotomía guiada por el neuronavegador o no

7. Utilización de adaptadores universales durante el procedimiento quirúrgico, y en caso afirmativo, a qué instrumentos se adaptaron
8. Problemas en la distribución del quirófano asociados a la utilización del neuronavegador
9. Incidencias intraoperatorias
10. Tiempo quirúrgico total desde la inducción anestésica hasta la extubación del paciente o su traslado a UCI (exceptuando cirugía de la enfermedad de Parkinson):
 - a. Grupo estudio
 - b. Grupo control

1.9 Estudio de la precisión

Para el cálculo de la precisión, se observó la congruencia entre el valor calculado por el VectorVision2 y las referencias anatómicas y, durante el procedimiento quirúrgico, la concordancia entre la localización representada en la pantalla del navegador y los hallazgos macroscópicos. Se practicó un orificio de trépano de 1 mm próximo a la craneotomía para medir el desplazamiento del valor dado por el neuronavegador y la situación real. Se estudió la relación entre el grosor del corte de la exploración radiológica

y la precisión obtenida, así como el número de fiduciales y su distribución y la precisión proporcionada por el sistema de neuronavegación.

Se comparó la precisión obtenida cuando se utilizaron las marcas fiduciaras como método de registro y cuando se utilizó el reconocimiento facial.

Las **variables** recogidas para el **estudio de la precisión** fueron:

1. Método utilizado para el registro:
 - a. Fiduciales adhesivos cutáneos
 - b. Z-touch®
 - c. Referencias anatómicas:
 - i. Congruencia entre la precisión dada por el ordenador y las referencias anatómicas
 - ii. Si fue necesario tomar puntos anatómicos adicionales para completar el registro (el ordenador nos los pide)
2. Tamaño del corte de la exploración radiológica preoperatoria:
 - a. TC
 - b. RM
3. Precisión en función del tipo de examen radiológico preoperatorio

1.10 Postoperatorio

En el postoperatorio, se recogieron diferentes **variables** comunes en el grupo estudio y control, estas fueron:

1. Sintomatología postoperatoria
2. Complicaciones postoperatorias
3. Morbilidad postoperatoria
4. Infecciones postoperatorias y tipo de infección
5. Diagnóstico anátomo patológico en los casos de cirugía tumoral
6. Estancia hospitalaria (en días)
7. Karnofsky de entrada y salida
8. Mortalidad y sus causas

1.10.1 Exámen radiológico postoperatorio transmitido a la estación de planificación:

En los 34 pacientes en los que la exploración radiológica postoperatoria se transmitió a la estación de planificación del sistema de neuronavegación, se recogieron las siguientes **variables**:

1. Lesión de estructuras anatómicas de importancia adyacentes al tumor dibujadas en el preoperatorio

2. Lesión de estructuras invadidas por el tumor dibujadas en el preoperatorio
3. Lesión de áreas funcionales corticales dibujadas en el preoperatorio
4. Craneotomía centrada o no (sólo grupo estudio)
5. **Estudio de la resección tumoral** (en el grupo estudio y control). En tumores captantes se consideró la resección del área de señal hiperintensa en imágenes de RM en tiempo T1, y en tumores no captantes la resección del área circunscrita de hipodensidad en imágenes T1.
 - a. Se compararon los volúmenes tumorales pre y postoperatorios y se obtuvo un porcentaje, el cual se clasificó semicuantitativamente en cuatro grupos:
 - i. resección total cuando hubo 0 restos tumorales en la radiología postoperatoria
 - ii. subtotal: resección del 75 a 99%
 - iii. parcial del 25 al 74%
 - iv. biopsia cuando la resección tumoral fue inferior al 25% del tumor
 - b. Estos datos se compararon con la resección quirúrgica planificada por el cirujano en el preoperatorio

6. **Superposición de imágenes pre y postoperatorias:** se realizó en el grupo estudio aplicando la función automática de la estación de planificación
- a. Existencia de restos tumorales
 - b. Existencia de hematomas postquirúrgicos y su localización
 - c. Edema peritumoral respecto al preoperatorio:
 - i. Aumento
 - ii. Disminución
 - iii. Sin cambios
 - d. Cambios postquirúrgicos que afecten a un área previamente sana
 - e. Variaciones del tamaño ventricular respecto al preoperatorio:
 - i. Aumento
 - ii. Disminución
 - iii. Sin cambios
 - f. Utilidad de la superposición de imágenes

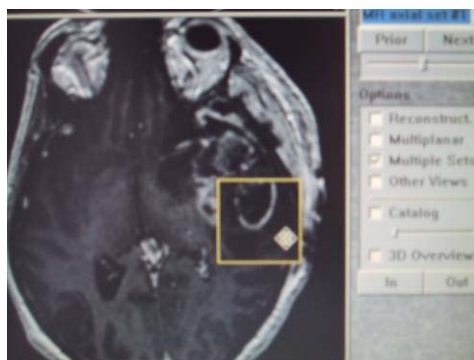


Figura 37:
Superposición de
imagenes pre y
postoperatorias

1.11 Cirugía endoscópica

En los procedimientos endoscópicos, se utilizó un endoscopio rígido Storz tipo GAAB.

Variables recogidas en la cirugía endoscópica (sólo en el grupo estudio):

1. Se definió la precisión como el éxito en la canulación del ventrículo al primer intento.
2. Sistema ventricular aumentado de tamaño o no preoperatoriamente
3. Dificultad en la orientación intraoperatoria y sus causas (alteraciones morfológica en malformaciones congénitas, distorsión anatómica postquirúrgica)
4. Agujeros de Monro de tamaño normal o dilatados preoperatoriamente

5. Para valorar la efectividad del procedimiento quirúrgico se midieron:
- a. Volúmenes (en cc) ventriculares pre y postoperatorios de:
 - i. Sistema ventricular (ventrículos laterales y III ventrículo)
 - ii. Ventrículo lateral derecho
 - iii. Ventrículo lateral izquierdo
 - b. Volumen (en cc) de la lámina premamilar pre y postoperatorio
 - c. Área (en cm²) de la lámina premamilar pre y postoperatoria.
El cálculo del área se realizó a través de la fórmula del área de la elipse: $\pi r_1 r_2$
 - d. Volumen (en cc) pre y postoperatorio de los agujeros de Monro
 - i. Monro derecho
 - ii. Monro izquierdo
 - e. Área (en cm²) de los agujeros de Monro pre y postoperatoria. El cálculo del área se realizó a través de la fórmula del área de la elipse: $\pi r_1 r_2$
 - i. Monro derecho
 - ii. Monro izquierdo

- f. Incidencias asociadas a la utilización del neuronavegador durante la cirugía endoscópica
- g. Utilidades particulares de la neuronavegación en la cirugía endoscópica

1.12 Cirugía de la enfermedad de Parkinson

En la cirugía de la enfermedad de Parkinson el estudio se centró en la precisión de localización. A todos los pacientes se les colocó un marco estereotáxico Leksell, modelo "G" del año 1994, con 9 barras para el localizador de TC y 12 barras para el localizador de RM.

Las exploraciones radiológicas para la cirugía del Parkinson fueron con TC o RM, y las imágenes, una vez transferidas a la estación de trabajo, se superpusieron a los cortes anatómicos del atlas de Shaltenbrand-Warhen. Sobre estos cortes superpuestos se localizó la diana y el ordenador nos dio automáticamente las coordenadas. Se estudió el desplazamiento en mm y en dirección (antero-posterior/latero-medial) de las coordenadas calculadas por el ordenador respecto a las coordenadas definitivas en las que fueron implantados los estimuladores subtalámicos.

Las **variables** recogidas en este grupo (se incluyeron sólo casos de enfermedad de Parkinson guiados por neuronavegación) fueron:

1. Desplazamiento en milímetros (mm) de la diana definitiva respecto a la calculada
2. Dirección del desplazamiento:
 - a. Anterior
 - b. Posterior
 - c. Medial
 - d. Lateral

1.13 Utilidad de la neuronavegación

Se realizó una valoración subjetiva y objetiva de la utilidad del sistema de neuronavegación.

Para definir la **utilidad subjetiva** se preguntó al cirujano, al final de cada intervención, sobre la utilidad de la neuronavegación en el caso. Posteriormente, una vez finalizada la recogida de datos, se distribuyó un cuestionario entre todos los miembros del equipo quirúrgico en el que se solicitaba la valoración de la utilidad/inutilidad del sistema de neuronavegación en la planificación de craneotomías, definición de la anatomía, localización intraoperatoria, definición de márgenes tumorales, determinación del grado de resección tumoral y prevención de secuelas.

La utilidad del neuronavegador se valoró también definiendo su uso como superfluo, es decir, una herramienta más de información preoperatoria, para la planificación quirúrgica y localización de la craneotomía, o bien, si su uso fue realmente interactivo, en el sentido de corrección de las maniobras quirúrgicas guiadas por la información intraoperatoria que proporcionó el neuronavegador.

Se valoró también la **utilidad objetiva** en términos de tiempo operatorio, grado de resección tumoral, establecimiento del diagnóstico anátomo patológico, evolución del paciente, complicaciones, mortalidad, estancia hospitalaria y KPS de salida.

2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El cálculo del tamaño muestral se abordó mediante las fórmulas habituales empleadas en la comparación de dos proporciones, asumiendo aquí que las proporciones esperadas son p_1 y p_2 .

Para determinar el tamaño muestral mínimo necesario para la comparación de dos proporciones, se precisa conocer:

- a) La magnitud de la diferencia a detectar, que tenga interés clínicamente relevante:

- Una idea del valor aproximado del odds ratio que se desea estimar (w)
- La frecuencia de la exposición entre los casos (p_1)
- La frecuencia de la exposición entre los controles (p_2)

b) La seguridad con la que se desea trabajar (α), o riesgo de cometer un error de tipo I. Generalmente se trabaja con una seguridad del 95% ($\alpha = 0,05$).

c) El poder estadístico ($1-\beta$) que se quiere para el estudio, o riesgo de cometer un error de tipo II. Es habitual tomar $\beta = 0,2$, es decir, un poder del 80%.

Con estos datos, y para un planteamiento bilateral, para el cálculo del tamaño muestral se utiliza la expresión:

$$n = \frac{\left[z_{1-\alpha/2} \sqrt{2p(1-p)} + z_{1-\beta} \sqrt{p_1(1-p_1) + p_2(1-p_2)} \right]^2}{(p_1 - p_2)^2}$$

donde $p = \frac{p_1 + p_2}{2}$ y los valores $z_{1-\alpha/2}$ y $z_{1-\beta}$ son valores que se obtienen de la distribución normal estándar en función de la seguridad y el poder elegidos

para el estudio. En particular, como en nuestro estudio, para una seguridad de un 95% y un poder estadístico del 80% tenemos $z_{1-\alpha/2} = 1,96$ y $z_{1-\beta} = 0,84$.

En nuestro estudio realizamos el análisis estadístico utilizando el programa SPSS para Windows. El nivel de confianza elegido es del 95%, con un poder estadístico del 80%. Las variables se expresan como medias con desviación estándar ($x \pm SD$). Así pues, se consideran que las diferencias con el control son estadísticamente significativas cuando los valores de p son inferiores a 0,05.

1. Utilizamos el test de Mann-Whitney (prueba no paramétrica) en el estudio de la comparabilidad del grupo estudio y control, para datos que no siguen una distribución normal:
 - a. Comparación de las edades entre grupo estudio y control
 - b. Comparación del número de intentos de registro en función del método utilizado (fiduciales o Z-touch)
 - c. Comparación de la precisión en función del método de registro (fiduciales o Z-touch)
 - d. Comparación del tiempo empleado en el registro en función del método utilizado (fiduciales o Z-touch)

- e. Comparación de la precisión en función del tipo de exploración radiológica preoperatoria (TC o RM)
 - f. Comparación de los tiempos quirúrgicos entre grupo estudio y control
 - g. Comparación de la estancia hospitalaria entre los grupos estudio y control
 - h. Comparación de los KPS de entrada y salida entre el grupo estudio y control
2. Utilizamos el test de Chi-cuadrado para estudiar la comparabilidad de:
- a. Sexo entre grupo estudio y control
 - b. Sintomatología postoperatoria (mejoría, sin cambios, empeoramiento) entre los grupos estudio y control
 - c. Infecciones postoperatorias entre grupo estudio y control
 - d. Complicaciones postquirúrgicas entre grupos estudio y control
 - e. Mortalidad postoperatoria entre grupo estudio y grupo control
 - f. Resección tumoral real respecto a la planificada preoperatoriamente entre grupo estudio y control

- g. Obtención de un diagnóstico anátomo patológico definitivo entre grupo estudio y control
3. Utilizamos los estadísticos de contraste de U de Mann-Whitney y W de Wilcoxon para el estudio de:
- a. Comparación de edades de cada grupo por separado (estudio y control)
 - b. Comparación del grosor del corte y número de cortes para la reconstrucción tridimensional en función del tipo de exploración radiológica preoperatoria (TC o RM)
4. Utilizamos la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para la comparación de:
- a. Número de cortes de las exploraciones radiológicas pre y postoperatorias
 - b. Espesor de los cortes de los estudios radiológicos pre y postoperatorios
 - c. KPS de entrada y salida del grupo estudio
 - d. KPS de entrada y salida del grupo control
 - e. Volumen del sistema ventricular pre y postoperatorio en cirugía endoscópica
 - f. Volumen del ventriculo lateral derecho e izquierdo, pre y postoperatorio, en cirugía endoscópica

- g. Volumen y área del agujero de Monro derecho e izquierdo, pre y postoperatorio, en cirugía endoscópica
 - h. Volumen y área de la lámina premamilar pre y postoperatorio en cirugía endoscópica
5. Utilizamos los test de regresión y ANOVA para el estudio comparativo de los volúmenes tumorales preoperatorios calculados automáticamente por la estación de planificación del neuronavegador y los calculados manualmente a través de la fórmula de la elipse, en los que la variable predictora constante es el volumen tumoral automático y la variable dependiente es el volumen calculado manualmente, lo cual nos da un coeficiente de correlación (máximo=1)
6. Utilizamos el test del análisis de la varianza de Kruskal-Wallis para datos que no siguen una distribución normal:
- a. Comparación de la precisión en función de los diferentes patrones de distribución de los fiduciales adhesivos
 - b. Comparación de la precisión en función del número de fiduciales utilizados en el registro (comparación de los grupos de 6 y 5 fiduciales y se excluye el grupo de 4 fiduciales ya que sólo hay un paciente)

7. Utilizamos el coeficiente de correlación de Pearson para:
 - a. La comparación de la precisión en función del espesor del corte de la exploración radiológica preoperatoria
 - b. La precisión en función del tiempo transcurrido desde la exploración radiológica preoperatoria y la cirugía

RESULTADOS

1. GENERALIDADES

1.1 Pacientes

1.1.1 Grupo Estudio

Durante el periodo de tiempo desde Junio del 2001 a Mayo del 2003 se practicaron en el Servicio de Neurocirugía del Hospital Clínic 78 intervenciones cerebrales guiadas por neuronavegador (VectorVision2, BrainLab, AG, Heinstetten, Alemania). A pesar de que este estudio se inició una vez superada la curva de aprendizaje, se tuvieron que rechazar cinco pacientes por errores de funcionamiento del navegador en un caso, 1 caso por errores en la adquisición de datos del TC y RM, 2 casos de errores en la transmisión de las imágenes, y un fallo en la utilización del sistema. Lo anterior nos resulta en un 6,41% de errores que inhabilitan la utilización del neuronavegador. En los otros 73 casos, el sistema funcionó adecuadamente. En 34 pacientes se realizó una exploración radiológica postoperatoria transmitida a la estación de trabajo para la valoración de la utilidad del sistema.

De los 73 pacientes incluidos en el estudio, 37 fueron hombres (50,68%) y 36 mujeres (49,31%) con una media de edad de $51,91 \pm 16,13$ años. Según el sexo, la media de edad entre hombres fue de $45,75 \pm 14,65$

años y en mujeres de $58,25 \pm 15,28$ años (tabla 1). La diferencia de edad entre hombre y mujeres fue significativa ($p < 0,05$)

En los pacientes incluidos en el estudio hubo 67 diestros, 4 zurdos y dos ambidextros.

1.1.2 Grupo Control

En el grupo control, de los 72 pacientes 41 fueron hombres (56,94%) y 31 mujeres (43,05%). En el grupo control la media de edad fue de $55,23 \pm 14,66$ años, siendo entre los hombres de $53,70 \pm 11,31$ años y en mujeres de $57,25 \pm 10,61$ años (tabla 1). La diferencia de edad entre hombres y mujeres no fue estadísticamente significativa ($p = 0,463$)

Tabla 1. FILIACIÓN DE LOS PACIENTES		
	Grupo estudio	Grupo control
Hombres	37	41
Mujeres	36	31
Relación H:M	1,02:1	1,32:1
Edad	$51,91 \pm 16,13$ (15 a 84 años)	$55,23 \pm 14,66$ (20 a 80 años)
Edad hombres	$45,75 \pm 14,65$ (15 a 65 años)	$53,70 \pm 11,31$ (20 a 80 años)
Edad mujeres	$58,25 \pm 15,28$ (23 a 84 años)	$57,25 \pm 10,61$ (28 a 78 años)

Cuando se compararon las edades entre grupo estudio y control no se encontraron diferencias significativas ($p=0,235$) por lo que podemos aceptar que las edades entre grupos son comparables. La distribución de sexos entre los dos grupos fue similar ($p=0,556$).

1.2 Patologías

1.2.1 Grupo estudio

El VectorVision2 se utilizó en 49 casos para resección de tumores cerebrales, 6 biopsias cerebrales (5 biopsias frameless y una con marco estereotáxico), 11 intervenciones por enfermedad de Parkinson, 6 procedimientos endoscópicos (dos casos de estenosis de acueducto y cuatro casos de tumores ventriculares) y un caso de neuralgia del V par idiopática.

1.2.2 Grupo control

Entre los pacientes del grupo control 56 fueron tumores cerebrales, 10 cirugía de la enfermedad de Parkinson y 6 endoscopias (2 quistes coloides del III ventriculo, 2 estenosis del acueducto de Silvio, 1 quiste del acueducto de Silvio y una MAV de plexo coroideo).

1.3 Sintomatología preoperatoria

Los pacientes se distribuyeron en tres grupos para el estudio: grupo tumoral, grupo endoscopia, y grupo funcional (cirugía del Parkinson). Las sintomatologías más frecuentes están representadas en las tablas 2,3,4 en función del grupo de patología.

Tabla 2. CLINICA PREOPERATORIA GRUPO PARKINSON ESTUDIO	Casos	Control
Bradicinesia	6	2
Deterioro fin de dosis	0	4
Discinesias	7	7
Efectos adversos de la medicación	1	0
Fluctuaciones motoras	1	5
Rigidez	7	4
Temblor	5	6
Distonía	0	1

Tabla 3. LADO PARKINSON	Casos	Control
Izquierdo	3	2
Derecho	3	1
Bilateral	5	7

Tabla 4. CLINICA PREOPERATORIA PACIENTES TUMOR/ENDOSCOPIA	Casos	Controles
Ninguna	3	1
Cefalea	16	11
Vómitos	3	0
HTEC	4	6
Crisis comiciales	23	16
- <i>Tónico-clónicas</i>	9	11
- <i>Parciales motoras</i>	7	1
- <i>Parciales sensitivas</i>	2	1
- <i>Parciales secundariamente generalizadas</i>	3	1
- <i>Crisis de ausencia</i>	3	2
Focalidad motora	16	16
Focalidad sensitiva	1	0
Transtornos del lenguaje	11	7
- <i>Afasia de expresión</i>	7	5
- <i>Afasia de comprensión</i>	1	1
- <i>Afasia mixta</i>	3	1
Deterioro funciones superiores	17	8
Alteraciones psiquiátricas	4	4
Alteraciones visuales	10	5
Alteración de la marcha	5	9
Incontinencia vesical	1	1
Dolor neurálgico	1	0
Hallazgo en un control en pacientes operados previamente	2	4
Hallazgo incidental	1	0
Otros	6	3

1.4 Localización tumoral

1.4.1 Grupo estudio

La localización tumoral se especifica en la tabla 5. En 11 casos se afectó más de un lóbulo. En un caso el tumor abarcó 3 lóbulos (fronto-parieto-occipital), en dos casos el tumor fue bilateral (frontal), y en los 8 restantes

se afectaron dos lóbulos (5 frontales, 2 temporales, 5 parietales, uno occipital).

En cinco casos fueron tumores múltiples.

De los tumores no hemisféricos, en un caso de intraventricular hubo extensión a tronco del encéfalo.

1.4.2 Grupo control

Los tres casos de afectación plurilobular, todos invadieron 2 lóbulos y se localizaron en región fronto-temporal, fronto-parietal y parieto-occipital (ver tabla 5).

Tabla 5. LOCALIZACION DE LOS TUMORES		
	Grupo ESTUDIO	Grupo CONTROL
Tu. HEMISFERICOS	50	51
	Bilaterales	2
	Derechos	24
	Izquierdos	24
	Unilobulares	39
	Plurilobulares	11
	Frontales	26
	Temporales	17
	Parietales	12
	Occipitales	4
NO HEMISFERICOS	9	5
	Cerebelosos	1
	Intraventriculares	4
	Hipofisarios	3
	Pineales	1

2. EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS

2.1 Preoperatorio

2.1.1 TC y RM

En nuestro estudio se utilizó para la planificación preoperatoria el TC en 13 casos y la RM en 60 casos. En los casos en que se utilizó el TC , 9 fueron cirugía del Parkinson, 4 casos de tumor y en todos ellos la exploración fue con contraste. En los casos en que se utilizó la RM, todos ellos se empleó contraste paramagnético y las patologías fueron, 53 casos de tumores cerebrales, 2 de cirugía de la enfermedad de Parkinson, 4 endoscopias y 1 caso de neuralgia del V par.

2.1.2 Tiempo desde exploración radiológica y cirugía

El tiempo medio entre la exploración radiológica preoperatoria y la cirugía fue de $1,36 \pm 1,33$ días (de 0 a 7 días) (mediana 1) tomando los 73 pacientes.

Si tomamos el grupo de 34 pacientes en los que se realizó un control radiológico postoperatorio transmitido a la estación de trabajo del Vector

Vision, el tiempo entre la exploración radiológica preoperatoria y la cirugía fue de $1,32 \pm 0,84$ días (de 1 a 4 días) (mediana 1) (tabla 6).

Tabla 6. TIEMPO ENTRE EXPL. RADIOLOGICA Y CIRUGÍA							
Día	0	1	2	3	4	6	7
Nº casos	11	48	2	5	5	1	1

2.1.3 Tamaño y número de cortes utilizados en la reconstrucción

Las características de las exploraciones radiológicas preoperatorias, con TC o RM se especifican en la tabla 7. A remarcar que los exámenes de TC se caracterizarán por un mayor grosor del corte, pero esta diferencia no fue significativa ($p=0,115$), pero en cambio la diferencia en el número de cortes (menos cortes en la reconstrucción tridimensional con TC) sí fue significativa ($p<0,05$).

Tabla 7. CARACTERISTICAS DE LA EXPLORACION RADIOLOGICA PRE-OPERATORIA		
	TC	RM
Tamaño del corte	$2,48 \pm 0,64$ mm (de 1,50 a 3,70 mm) Mediana: 2,50 mm	$2,30 \pm 0,96$ mm (de 1,50 a 7 mm) Mediana: 2,45 mm
Número de cortes	$39,84 \pm 25,36$ cortes (de 20 a 100 cortes) Mediana: 29 cortes	$66,88 \pm 23,60$ cortes (de 19 a 111 cortes) Mediana: 58,5 cortes

2.2 Postoperatorio

2.2.1 Tiempo desde exploraciones radiológicas pre y postoperatorias y cirugía.

Si tomamos el grupo de 34 pacientes en los que se realizó un control radiológico postoperatorio transmitido a la estación de trabajo del VectorVision2, el tiempo entre la cirugía y el examen radiológico postoperatorio fue de $5,20 \pm 2,66$ días (de 2 a 12 días) (mediana 5) y entre la exploración radiológica pre y postoperatoria fue de $6,52 \pm 2,71$ días (de 3 a 13 días) (mediana 6).

2.2.2 Tamaño y número de cortes utilizados en la reconstrucción

En los 34 pacientes en los que se realizó un control radiológico postoperatorio transmitido al VectorVision2 fue con la RM. Las características de estas exploraciones se especifican en la tabla 8. Sólo en 11 casos (32,35%) el grosor del corte pre y postoperatorio fue el mismo y en los 23 casos restantes (67,64%) el grosor de las exploraciones fue diferente.

A destacar que los cortes fueron ligeramente más finos en las exploraciones preoperatorias, pero en cambio en número de cortes utilizado en la reconstrucción fue ligeramente inferior en relación a los exámenes radiológicos postoperatorios. De todos modos las diferencias anteriores no son significativas ($p=0,605$ y $p=0,258$ respectivamente).

Tabla 8. CARACTERISTICAS DE LAS EXPLORACIONES RADIOLOGICAS PRE Y POSTOPERATORIAS		
	PREOPERATORIA	POSTOPERATORIA
Grosor del corte	2,10 ± 0,49 mm (de 1,50 a 3,50 mm) Mediana: 2,50 mm	2,14 ± 0,47 mm (de 1,50 a 2,81 mm) Mediana: 2,40 mm
Número de cortes	67,32 ± 21,16 cortes (de 45 a 110 cortes) Mediana: 56 cortes	69,41 ± 23,05 cortes (de 11 a 112 cortes) Mediana: 60 cortes

3. PLANIFICACIÓN QUIRÚRGICA

3.1 Dibujo de las áreas de interés

Para la planificación quirúrgica se dibujaron las regiones de interés, fundamentalmente tumor, áreas elocuentes y estructuras vasculares y nerviosas (tabla 9).

Tabla 9. ESTRUCTURAS DIBUJADAS EN LA RADIOLOGÍA PREOPERATORIA	Número
Tumor 2 (en caso de lesiones múltiples)	5
Tumor 1	50
Ventriculos	13
Tronco cerebral	9
Áreas funcionales (elocuentes)	6
Estructuras óseas	1
Formaciones quísticas	6
Captación dural	2
Estructuras nerviosas	6
Senos venosos	14
Hoz	2
Tentorio	1
Arterias	10
Edema	6
Áreas de necrosis	2
Surcos cerebrales	2
Lesiones varias	5

3.2 Volumen tumoral preoperatorio

Se tomaron los volúmenes tumorales calculados automáticamente por el *software* de la estación de planificación y se compararon con los calculados manualmente, a través de las mediciones tumorales, aplicando la fórmula de la elipse. Los resultados se presentan en la tabla 10.

Tabla 10. VOLUMENES TUMORALES	
AUTOMÁTICO	CALCULADO
32,90 ± 32,41 cc (de 0,73 a 134,41 cc) Mediana: 20,28 cc	31,89 ± 32,24 cc (de 0,69 a 157,49 cc) Mediana: 20,82 cc

Entre ambos volúmenes existe un coeficiente de correlación de 0,870 (muy alto) y una $p=0,000$, de modo que ambas mediciones son superponibles. Hemos obtenido una fórmula matemática que relaciona los dos volúmenes y que es la siguiente:

$$\text{Vol. Manual} = (0,856 \times \text{Vol, automático}) + 4,12$$

3.3 Área planificada de resección

De los 34 pacientes con control postoperatorio, en 32 casos se realizó resección tisular (los otros dos restantes fueron ventriculostomías endoscópicas). De estos 32 pacientes, sólo en 8 casos (25%) hubo restos tumorales. En 5 casos la resección fue subtotal y en 3 parcial. Los resultados se muestran en la tabla 11.

Diagnóstico	Volumen planificado de resección	Volumen de los restos tumorales	Porcentaje de restos tumorales
Metástasis de melanoma maligno frontal izq.	4,28 cc	0,15 cc	3,50%
Meningioma del tercio medio de la hoz	36,65 cc	0,71 cc	1,93%
Recidiva de astrocitoma de bajo grado temporal izq.	157,49 cc	64,42 cc	40,90%
GBM con invasión del área de Broca	63,31 cc	32,42 cc	51,20%
Macroadenoma hipofisario con invasión de senos cavernosos	10,99 cc	3,84 cc	34,94%
GBM con invasión del área de Wernicke	18,36 cc	0,21 cc	1,14%
Recidiva de astrocitoma anaplásico temporal derecho	55,18 cc	3,44 cc	6,23%
Recidiva de oligodendroglioma anaplásico frontal izq.	30,06 cc	0,49 cc	1,63%

3.4 Estructuras adyacentes al tumor

En el grupo estudio encontramos como estructuras adyacentes al tumor: en 15 casos el sistema ventricular (14 ventriculos laterales y 1 acueducto), en 6 la cisura de Rolando, en 5 el área motora derecha, en 1 el área de Broca, en 1 la cápsula interna, en 2 la cisura de Silvio, en 8 el tronco del encéfalo, en 7 las vías ópticas, en 4 la hoz y en 3 el tentorio, en 7 la carótida interna, en 2 el seno cavernoso, en 2 las arterias cerebrales anteriores, en 5 el seno longitudinal superior, en 1 la vena de Rosenthal y en 1 la vena de Galeno.

3.5 Estructuras invadidas por el tumor

En 13 (23,21%) de casos la lesión (tumores, MAV, cavernomas y tumores ventriculares) invadía estructuras anatómicas de importancia. Entre las estructuras invadidas por los tumores se encuentran la cisura de Rolando en 2, área de Wernicke en 3, área de Broca en 1, área motora derecha en 3, cisura de Silvio en 1, seno longitudinal superior en 1, diencéfalo en 1, y mesencéfalo en 1 caso. Se ha excluido la invasión ventricular (6 casos), duramadre de convexidad (3 casos) y tentorio (1 caso).

3.6 Marcaje preoperatorio de áreas corticales funcionales

En 8 (14,28%) casos se dibujaron sobre las imágenes preoperatorias áreas corticales funcionales, utilizando para ello la fRM (5 cisura de Rolando, 3 área motora derecha, 1 área sensitiva izquierda, 1 área de Wernicke, 1 área visual). En todos los casos se utilizó la estimulación cortical intraoperatoria y potenciales evocados somato-sensitivos.

3.7 Incidencias de la planificación

En 71 pacientes no hubo incidencias de la planificación preoperatoria (97,26%). En los 2 casos en que las hubo (2,73%), éstas fueron:

- La exploración radiológica preoperatoria excluyó uno de los fiduciales cutáneos (los cortes empezaron por debajo de este fiducial), y por lo tanto, no se pudo utilizar en el registro.
- Exploración radiológica de deficiente calidad que impide identificar ciertas estructuras anatómicas.

3.8 Objetivos de la planificación

La planificación quirúrgica sirvió para conocimiento de datos volumétricos en 3 casos (4,10%), planificación de la intervención en 72 (98,63%) y en 31 casos (42,46%) la planificación influyó o determinó algún cambio en la estrategia de tratamiento, modificando el abordaje quirúrgico en 29 casos (39,72%) (reducción de la craneotomía) y en 2 (2,73%) el grado de resección tumoral esperado.

3.9 Destrucción ósea tumoral

El tumor provocó deformación o destrucción ósea en 2 casos (2,73%), pero la planificación con el VectorVision2 no cambió la estrategia quirúrgica.

4. REGISTRO DEL PACIENTE

4.1 Fiduciales adhesivos cutáneos

Se utilizaron fiduciales adhesivos cutáneos en 30 casos (41,09% del total) En los 30 casos se implantaron 6 fiduciales. De los 42 casos restantes en 31 (42,46%) se utilizó como método de registro el reconocimiento facial a través del Z-touch y en 12 casos (16,43%) el marco Leksell.

El patrón de colocación de los fiduciales más frecuente fue de tres fiduciales ipsilaterales a la lesión, dos contralaterales y uno frontal medio. Este patrón se utilizó en 18 casos, con una media de intentos para conseguir la precisión definitiva de $2,44 \pm 1,50$ y una precisión media de $1,16 \pm 0,61$ mm. El resto de patrones y sus características se resumen en la tabla 12.

Modelo	Nº	Intentos (media \pm SD)	Precisión (media \pm SD)
3 ipsilaterales/2 contra/1 frontal medio	18	$2,44 \pm 1,50$	$1,16 \pm 0,61$ mm
5 ipsilaterales/1 contralateral	9	$5,11 \pm 3,37$	$1,64 \pm 1,01$ mm
4 ipsilaterales/ 2 contralaterales	2	$3 \pm 1,41$	$1,25 \pm 0,91$ mm
3 ipsilaterales/ 3 contralaterales	1	1	0,7 mm

A pesar de que la precisión es ligeramente mejor cuando utilizamos el patrón de 3 ipsilaterales/2 contralaterales/1 frontal medio, la diferencia no es significativa ($p=0,345$).

El número de fiduciales utilizados finalmente para el registro fue de 6 en 19 casos (63,33 % de los casos en que se utilizaron fiduciales adhesivos), 5 en 10 casos (33,33%), y 4 en un caso (3,33%). La precisión varió en función del número de fiduciales útiles en el momento del registro. Así pues, cuando se utilizaron 6 la precisión fue de $1,15 \pm 0,64$ mm, cuando se utilizaron 5 de

1,65 ± 0,65 mm y en el único caso de cuatro la precisión fue de 0,5 mm. Sin embargo, estas diferencias no fueron significativas (p=0,127).

Las causas de rechazar algún fiducial fueron: la colocación inadecuada en 9 casos, retirada previa a la intervención quirúrgica en 2 casos, caída accidental en 6 casos y otras en un caso.

4.2 Z-touch

La utilización del Z-touch ha supuesto un cambio en la utilización de los sistemas de neuronavegación. Nos permite realizar las exploraciones radiológicas sin marcas fiduciaras adhesivas y en segundos, el cirujano puede utilizar el VectorVision2 para todos los procedimientos quirúrgicos. Es un sistema mucho más confortable para el paciente ya que evita el rasurado, necesario para la colocación de los fiduciales adhesivos, y la incomodidad de los mismos cuando se tienen que llevar durante la noche, en los casos que se realiza el examen radiológico el día previo a la cirugía.

El Z-touch elimina la necesidad y el gasto que supone la compra y sustituciones periódicas de fiduciales adhesivos, su almacenamiento y esterilización, la colocación y caídas y lo más importante, permite ajustar mejor la práctica de las exploraciones radiológicas.

4.3 Intentos de registro hasta obtener la precisión definitiva

Los intentos hasta obtener la precisión definitiva fueron de $3,44 \pm 2,57$. En los casos en que utilizamos fiduciales adhesivos se realizó una media de $3,23 \pm 2,48$ intentos y en los casos de registro con Z-touch de $3,64 \pm 2,69$ intentos hasta conseguir la precisión definitiva (Tablas 13,14 y 15).

Tabla 13. NÚMERO DE INTENTOS HASTA OBTENER LA PRECISIÓN DEFINITIVA (Z-TOUCH + FIDUCIALES)											
Nº intentos	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	13
Nº casos	12	13	16	8	2	4	2	1	1	1	1

Tabla 14. NÚMERO DE INTENTOS HASTA OBTENER LA PRECISIÓN DEFINITIVA UTILIZANDO FIDUCIALES ADHESIVOS											
Nº intentos	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	13
Nº casos	7	7	6	4	2	2	1	0	0	0	1

Tabla 15. NÚMERO DE INTENTOS HASTA OBTENER LA PRECISIÓN DEFINITIVA UTILIZANDO Z-TOUCH											
Nº intentos	1	2	3	4	5	6	7	9	10	12	13
Nº casos	5	6	10	4	0	2	1	1	1	1	0

No encontramos diferencias significativas ($p=0,462$) en el número de intentos para realizar el registro y el método de registro utilizado (fiduciales o Z-touch)

4.4 Incidencias durante el registro

De los 61 casos en los que se realizó el registro, bien con marcadores adhesivos cutáneos o con el Z-touch, no hubo incidencias en 29 (47,54%).

Los problemas con los que nos encontramos en los 32 pacientes restantes (52,45%) son bien explicados en la tabla 16:

Tabla 16. INCIDENCIAS DURANTE EL REGISTRO			
Tipo de problema	N° total	Z-touch	Fiducial
Reconocimiento de un punto óseo en lugar de un fiducial	2	0	2
Imposibilidad de tomar los fiduciales en un orden aleatorio	3	0	3
No reconocimiento de un fiducial	1	0	1
Fiducial caído y recolocado	3	0	3
Fiducial caído y no recolocado	1	0	1
Fiducial no utilizable por su localización	1	0	1
No reconocimiento de la estrella de referencia	4	4	0
Colocación de la cámara a un lado para el reconocimiento facial y contralateral durante la cirugía	7	7	0
Fallos en el reconocimiento facial con el Z-touch. Toma de referencias anatómicas	1	1	0
Una de las puntas del Mayfield cae sobre un fiducial	1	0	1
Recolocación de la cámara	1	1	0
Recolocación del Mayfield	1	1	0
Disposición errónea de los fiduciales	2	0	2
Cambio de las esferas reflectantes por falta de reflectividad	1	1	0
Dificultades en el reconocimiento facial (Z-touch)	4	4	0
No reconocimiento del puntero	1	1	0

Cada método tiene sus propios inconvenientes. Así, los principales problemas ligados a los fiduciales cutáneos adhesivos son su distribución que, en algunos casos dificulta el reconocimiento y en otros no permite una

precisión óptima, y la incomodidad de su uso cuando el paciente tiene que llevarlos durante 24 horas o más antes de la intervención.

Los problemas del Z-touch son, sobre todo, de reconocimiento facial y de interposición de estructuras que impiden la captación de las esferas reflectantes y que obligan a cambios en la posición de la cámara.

4.5 Utilización de la cinta de referencia

En cuatro casos se utilizó conjuntamente al Z-touch una cinta adosada a una estrella reflectante (prototipo). La cinta se colocó alrededor de la cabeza del paciente una vez fijado al Mayfield. Las precisiones obtenidas fueron ligeramente peores a los otros métodos de registro ($1,93 \pm 0,66$ mm), todas ellas obtenidas con 3 intentos. En cambio, tuvo un inconveniente mayor, que invalida absolutamente su utilización en cirugía hemisférica, ya que interfirió con el campo operatorio y obligó en los 4 casos a retirarla.

4.6 Utilización de referencias anatómicas

En todos los casos se hizo un test de referencias anatómicas para ver la congruencia, tomando como puntos anatómicos inmóviles nasion, canto externo del ojo (reborde orbitario inferior) y CAE.

En 5 casos (8,19%) se tomaron puntos anatómicos adicionales para el registro porque el Vector Vision los pedía. En 56 no fue necesario (91,80%).

4.7 Tiempo de registro

En la tabla 17 se muestran los tiempos de registro global y desglosados en función del método empleado. Los tiempos de registro fueron notablemente superiores cuando se utilizó el Z-touch, sobre todo por los problemas ya citados de dificultad de reconocimiento facial en función de la posición operatoria y la interposición de estructuras que obligó en varios casos al cambio de lado de la cámara. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabla 17. TIEMPO DE REGISTRO		
GLOBAL	FIDUCIALES	Z-TOUCH
12,16 ± 8,06 min (de 2 a 35 min) Mediana: 10 min	9,16 ± 5,60 min (de 2 a 22 min) Mediana: 8 min	15,06 ± 9,05 min (de 3 a 35 min) Mediana: 14 min

5. PRECISIÓN

5.1 Precisión y sistemas de registro

La precisión media obtenida fue de $1,43 \pm 0,67$ mm.

En la tabla 18 se muestran las precisiones alcanzadas en función del método de registro utilizado. Destaca que cuando la toma de referencias se realizó con fiduciales adhesivos cutáneos la precisión fue mejor, aunque esta diferencia no fue significativa ($p=0,085$)

Tabla 18. PRECISION		
GLOBAL	FIDUCIALES	Z-TOUCH
1,43 ± 0,67 mm (de 0,5 a 3,2 mm) Mediana: 1,5 mm	1,30 ± 0,77 mm (de 0,5 a 3,2 mm) Mediana: 0,9 mm	1,56 ± 0,55 mm (de 0,6 a 3,2 mm) Mediana: 1,5 mm

5.2 Precisión en función del tamaño del corte de la exploración radiológica

Hemos hecho cuatro grupos en función del tamaño del corte: cortes menores a 1,9 mm (24 casos), de 2 a 2,9 mm (33 casos), de 3 a 3,9 mm (1 caso) y iguales o superiores a 4 mm (2 casos). Para realizar la comparación hemos descartado los dos últimos grupos, debido a su número insuficiente de casos y a que estaban fuera del grosor del corte recomendado. No encontramos diferencias significativas en la precisión en función del espesor del corte del exámen radiológico preoperatorio ($p=0,169$). Los resultados se exponen en la tabla 19.

Tabla 19. PRECISIÓN EN FUNCION DEL TAMAÑO DEL CORTE DE LA EXPLORACIÓN RADIOLÓGICA	
Tamaño del corte	Precisión \pm SD
De 1 a 1,9 mm	1,58 \pm 0,72 mm
De 2 a 2,9 mm	1,35 \pm 0,65 mm
De 3 a 3,9 mm	0,8 mm
Superior a 4 mm*	1,35 \pm 0,49 mm

*6.5 v 7 mm

5.3 Precisión cuando se utiliza como técnica de imagen el TC

De los 13 casos en que se utilizó el TC como técnica de imagen para realizar la planificación operatoria, en 10 casos (9 enfermedad de Parkinson y una biopsia cerebral) las referencias se tomaron con el marco estereotáxico, mientras que en los 3 restantes con fiduciales adhesivos cutáneos.

La precisión que se obtuvo en los tres casos citados fue de 1,40 \pm 0,72 mm

5.4 Precisión cuando se utiliza como técnica de imagen la RM

De los 60 pacientes que se utilizó la RM como técnica de imagen para realizar la planificación operatoria, en 3 casos (2 enfermedad de Parkinson y una biopsia cerebral) las referencias se tomaron con el marco estereotáxico mientras que en los 57 restantes el registro se realizó bien con fiduciales adhesivos cutáneos bien con el Z-touch.

La precisión obtenida en los 57 casos fue de $1,43 \pm 0,68$ mm

Cuando comparamos la precisión en función de la técnica de imagen (TC o RM) no encontramos diferencias significativas ($p=0,907$), aunque hay que remarcar la diferencia en el número de casos de ambos grupos.

5.5 Precisión en función del tiempo transcurrido entre exploración radiológica preoperatoria y cirugía

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,420$) en la precisión de neuronavegación en función del tiempo transcurrido entre exploración radiológica preoperatoria y cirugía.

5.6 Precisión y toma de referencias anatómicas

La precisión calculada automáticamente por el navegador fue congruente (inferior a 1 mm) con el desplazamiento en 51 casos (83,60% de los 61 casos en los que se hizo registro) al tomar puntos anatómicos adicionales antes de abrir el cráneo y con el trépano de 1mm, y no congruente (desplazamiento superior a 1 mm) en 10 casos (16,39%).

6. CIRUGIA

6.1 Generalidades

Se utilizó antibiótico profiláctico en todos los casos. El antibiótico utilizado fue Ceftriaxona 2gr en el momento de la inducción anestésica, y en los casos de enfermedad de Parkinson se añadió Teicoplanina 400mg. Esta pauta fue tanto para los casos incluidos en el estudio como para los controles.

La posiciones quirúrgicas del paciente fueron en 64 casos decúbito supino (la cabeza podía estar rotada hacia un lado u otro), 1 caso "Park Bench", 5 casos sentado y 1 caso en decúbito lateral.

6.2 Asociación a otras tecnologías

El uso del Vector Vision2 se asoció a otras tecnologías en 13 casos (17,80% del total). En 11 casos se utilizó microrregistro durante el acto operatorio y en 2 casos de cirugía hipofisaria se usó conjuntamente el aparato de RX.

6.3 Colocación de la estrella de referencia

La estrella se colocó al lado izquierdo del paciente en 57 casos (93,44%) y a la derecha en 4 (6,55%). Las razones de colocarla a la derecha fueron por la orientación de la cabeza (muy rotada). El lado del tumor no influyó ya que, en los casos en los que la estrella se colocó a la derecha, en el 50% (2 casos) el tumor era derecho y en el otro 50% (2 casos) era izquierdo, sinó que vino determinado por la visibilidad y la interposición de estructuras entre la estrella de referencia y la cámara.

En los casos de cirugía del Parkinson y en biopsias tumorales estereotáxicas, al ser el marco estereotáxico el método de referencia, no se utilizó la estrella.

Hubo dificultades en la colocación de la estrella en 7 casos (11,47%), todos por dificultad en el reconocimiento por la cámara. En el resto, 54

pacientes (88,52%) no hubo problemas asociados a la colocación de la estrella de referencia.

6.4 Tipos de procedimientos quirúrgicos

Los tipos de procedimiento quirúrgico empleado está especificado en las tabla 20.

Tabla 20. PROCEDIMIENTOS QUIRURGICOS		
Tipo de procedimiento	ESTUDIO	CONTROL
Microcirugía	50	51
- <i>Craneotomía + exéresis tumoral</i>	<i>46</i>	<i>50</i>
- <i>Resección transesfenoidal</i>	<i>3</i>	<i>1</i>
- <i>Descompresión V par por craneotomía suboccipital</i>	<i>1</i>	<i>0</i>
Endoscopia	6	6
- <i>Ventriculostomía</i>	<i>2</i>	<i>5</i>
- <i>Ventriculostomía + resección tumoral endoscópica</i>	<i>4</i>	<i>1</i>
Biopsia tumoral "frameless"	5	0
Biopsia estereotáxica	1	3
Biopsia a cielo abierto	0	2
Neuroinhibición subtalámica (cirugía del Parkinson)	11	10

6.5 Navegación en la guía de la craneotomía

De los 50 pacientes en los que se realizó una craneotomía en 47 fue guiada por el BrainLab (83,92%) y en 9 no (16,07%).

6.6 Utilización de adaptadores universales

En 18 casos (29,50%) se utilizaron adaptadores universales con diferente instrumental quirúrgico.

Los instrumentos a los que se adaptaron fueron: pinza bipolar en 11 casos, endoscopio en 6 casos, legra en 1 casos y cánula de Cushing en 1 caso.

6.7 Problemas en la distribución de quirófano

En los 61 casos en los que se utilizó en navegador como guía intraoperatoria (descartados 11 casos de enfermedad de Parkinson y una biopsia estereotáxica) en 49 casos (80,32%) no hubo problemas en la distribución del quirófano y en 12 casos sí (19,67%). Estas incidencias se especifican en la tabla 21.

Tabla 21. PROBLEMAS EN LA DISTRIBUCIÓN DEL QUIRÓFANO	
Tipo de problema	Nº casos
Desplazamiento de la torre de audiovisuales por problemas de espacio	2
Cambios de lado de la cámara (registro/cirugía)	2
Conflicto de espacio entre RX (Cir hipófisis) y el Vector Vision	1
Dificultad en la visualización de elementos reflectantes con el entallaje	2
Conflicto de espacio microscopio-endoscopio-VectorVision	3
Problemas reconocimiento de la estrella durante el acto quirúrgico	1
Conflicto entre halo y estrella- Retirada estrella	1

El receptor/cámara se tuvo que cambiar de posición durante el acto quirúrgico, en 10 casos (16,39%). Los motivos de los cambios se especifican en la tabla 22.

Tabla 22. CAMBIOS DE POSICIÓN DEL RECEPTOR/CÁMARA	
Motivos	N° casos
Conflicto de espacio	1
Dificultad en reconocimiento del puntero	2
Dificultad en la captación de la estrella de referencia	2
Cambio de lado de la cámara para reconocimiento facial	1
Colocación del aparato de RX	1
Cambio de la inclinación del paciente	1
Elementos que obstruyen el campo (tallas/mesa instrumentista)	1
Desplazamiento del cabezal de Mayfield	1

En general, se ha visto que la situación que más problemas comporta es un paciente con una tumoración en hemisferio izquierdo, que requiere una posición quirúrgica con cabeza rotada hacia la derecha y el registro se realiza con el Z-touch. En este caso, cuando colocamos la cámara y la estrella de referencia a la izquierda del paciente, como lo hacemos habitualmente, hay una dificultad en el reconocimiento de la hemifacies derecha, y a veces también de la estrella y del puntero al interponerse la cabeza del paciente entre éstos y la cámara, lo que obliga a colocar la cámara a la derecha del paciente.

La utilización del endoscopio con un adaptador universal, generalmente, impide el avance correcto del endoscopio.

Finalmente, en quirófanos pequeños la utilización del neuronavegador junto a otras técnicas, como los RX en cirugía hipofisaria, crea situaciones de espacio comprometidas.

6.8 Incidencias operatorias

En 16 casos (21,91% del total de 73 pacientes) hubo incidencias intraoperatorias y en 57 (78,08%) no. Las incidencias se especifican en la tabla 23.

Tabla 23. INCIDENCIAS INTRAOPERATORIAS	
Tipo de incidencia	N° casos
Cambio del endoscopio por fallo	1
La estrella de referencia impide la entrada del endoscopio	1
Retirada de la estrella para colocar el halo	3
Desplazamiento mayor que el indicado por el BrainLab	2
Edema cerebral que impide la estimulación cortical	1
Intubación difícil	1
Mala localización de la craneotomía por seguir la orientación del puntero y no tener en cuenta la inclinación del tentorio (se hizo craneotomía supratentorial, cuando tenía que ser subtentorial)	1
Movilización accidental de la estrella. Inutilización neuronavegación	1
Problemas del microscopio (enfoco)	1
Movilización del Mayfield. Inutilización neuronavegación	1
Endoscopia reconvertida a cirugía abierta	1

6.9 Tiempo quirúrgico total

6.9.1 Grupo estudio

El tiempo quirúrgico total fue de 2 horas y 30 minutos. En este cálculo se ha descartado el tiempo quirúrgico de la cirugía de la enfermedad de Parkinson, al ser un procedimiento especial y muy consumidor de tiempo que podría alterar y falsear los resultados. Los resultados se muestran en la tabla 24 en la que se han desglosado los tiempos quirúrgicos de los procedimientos endoscópicos (en general de corta duración) y la cirugía tumoral.

6.9.2 Grupo control

No se encontraron diferencias significativas en los tiempos quirúrgicos de los grupos estudio y control ($p=0,720$). Los resultados vienen expuestos en la tabla 24.

Tabla 24. TIEMPOS QUIRÚRGICOS		
	Grupo ESTUDIO (hh:mm)	Grupo CONTROL (hh:mm)
t. quirúrgico total	2:30 ± 0:04 h (de 0:30 a 5:05 h) Mediana: 2:17 h	2:39 ± 0:05 h (de 0:30 a 6:15 h) Mediana: 2:27 h
t. quirúrgico endoscopia	1:36 ± 0:04 h (de 0:30 a 3:00 h) Mediana: 1:05 h	1:02 ± 0:02 h (de 0:30 a 1:55 h) Mediana: 1:55 h
t. quirúrgico tumores	2:36 ± 0:04 h (de 0:45 a 5:05 h) Mediana: 2:22 h	2:50 ± 0:04 h (de 1:00 a 6:15 h) Mediana: 2:42 h

7.POSTOPERATORIO

7.1 Lesión de estructuras marcadas en la planificación

7.1.1 Estructuras adyacentes a la tumoración

En el grupo estudio no se lesionó ninguna de las estructuras adyacentes al tumor marcadas en los exámenes radiológicos preoperatorios. No disponemos de suficientes datos para afirmar si el neuronavegador influyó en la preservación estas estructuras.

7.1.2 Estructuras invadidas por el tumor

De los 62 pacientes (excluidos los 11 de EP) en los que se marcaron estructuras de importancia en la planificación, sólo en un caso hubo lesión (1,61%) y fue el área motora.

7.1.3 Marcaje de áreas corticales funcionales

En 6 (75%) de los 8 casos en que se marcaron preoperatoriamente áreas corticales funcionales, éstas se respetaron (no hubo secuelas postoperatorias). En 2 casos hubo lesión y secuelas al alta derivadas de ésta

(un caso anomia y otro focalidad motora) y que no existía en el preoperatorio (en los dos casos en el preoperatorio sólo hubo crisis).

7.2 Centraje de la craneotomía

En 54 casos (94,79%) la craneotomía estuvo centrada (observado en la exploración radiológica de control), mientras que en 3 no (5,26%) (se han excluido los 6 casos de endoscopia ya que solo se efectua agujero de trépano, la biopsia estereotáxica y los casos de cirugía de la enfermedad de Parkinson por los mismos motivos).

7.3 Sintomatología postoperatoria

7.3.1 Grupo estudio

Cuarenta y siete pacientes (75,80%) (de un grupo de 62 en los que hemos excluido los pacientes afectos de enfermedad de Parkinson) presentaron sintomatología postoperatoria, mientras que 15 (24,19%) estuvieron completamente asintomáticos.

En 29 pacientes (46,77%) del grupo estudio la sintomatología postoperatoria mejoró respecto al preoperatorio (27 patología tumoral, 1 cavernoma y 3 endoscopias). En 21 pacientes (33,87%) no hubo cambios (18 tumores, 1 vasculitis cerebral, 1 neuralgia del V par y 1 endoscopia) y en 12

pacientes (19,35 %) hubo empeoramiento (10 con tumores cerebrales y 2 endoscopias).

La sintomatología postoperatoria de los pacientes se especifica en la tabla 25:

Tabla 25. SINTOMATOLOGIA POSTOPERATORIA		
Tipo	Estudio N° casos	Control N° casos
Cefalea	23	18
Vomitos	3	1
HTEC	2	1
Transtornos del lenguaje:	9	7
- <i>Afasia de expresión</i>	7	4
- <i>Afasia de comprensión</i>	1	1
- <i>Afasia mixta</i>	1	2
Crisis:	5	4
- <i>Tónico-clónicas</i>	2	3
- <i>Parciales (motoras o sensitivas)</i>	3	1
Focalidad motora	14	12
Focalidad sensitiva	1	0
Alteraciones visuales	4	4
Deterioro funciones superiores / desorientación / alteraciones conductuales	12	1
Alteraciones de la marcha	1	0
Hipo	1	0

7.3.2 Grupo control

En el grupo control también se han descartado los 10 pacientes con enfermedad de Parkinson. De los 62 restantes, 25 (40,32%) estuvieron asintomáticos en el postoperatorio.

En 31 pacientes (50%) del grupo control la sintomatología postoperatoria mejoró respecto al preoperatorio (28 patología tumoral y 3

endoscopia). En 25 pacientes (40,32%) no hubo cambios (22 tumores y 3 endoscopias) y en 6 pacientes (9,67%) hubo empeoramiento, todos ellos con patología tumoral cerebral.

No hubo diferencias significativas en la sintomatología postoperatoria entre grupo estudio y control ($p=0,174$)

7.4 Complicaciones

7.4.1 Grupo estudio

En 16 pacientes (21,91%) hubo complicaciones post-operatorias. A remarcar que en el grupo Parkinson no hubo complicaciones, en el grupo endoscopia hubo complicaciones en 4 pacientes (5,47% del total) y en 12 pacientes del grupo tumoral (16,43% del total). Las complicaciones se especifican en la tabla 26.

7.4.2 Grupo control

En el grupo control hubo complicaciones en 16 pacientes de los 72 (22,22%) (tabla 26). Si analizamos por grupos de patologías, en el grupo Parkinson no hubo complicaciones, en el grupo tumoral hubo complicaciones

en 12 casos de un total de 56 (16,66% del total) y en el grupo endoscopia en 4 de 6 (5,55% del total).

No hubo diferencias significativas en las complicaciones postoperatorias entre grupo estudio y control ($p>0,05$)

Tabla 26. COMPLICACIONES/MORBILIDAD POSTOPERATORIA		
Tipo	Grupo Estudio	Grupo Control
Infecciosas:	3	4
- <i>Fiebre sin foco</i>	<i>1</i>	<i>0</i>
- <i>Meningitis post-operatoria</i>	<i>2</i>	<i>2</i>
- <i>Absceso cerebral</i>	<i>0</i>	<i>1</i>
- <i>Infección herida quirúrgica</i>	<i>0</i>	<i>1</i>
Fistula cutánea de LCR	3	5
Hidrocefalia que requiere derivación	3	3
Colección cutánea de LCR	1	0
Crisis comiciales de nueva aparición	3	2
Déficit motor:	4	5
- <i>De nueva aparición</i>	<i>1</i>	<i>2</i>
- <i>Empeoramiento del pre-existente</i>	<i>3</i>	<i>3</i>
Afasia:	2	5
- <i>De nueva aparición</i>	<i>1</i>	<i>2</i>
- <i>Empeoramiento de la pre-existente</i>	<i>1</i>	<i>3</i>
Deterioro funciones superiores	1	1
Psicosis corticoidea	1	0
Hemorragia postoperatoria	1	3
Exitus	3	2
Sd Parinaud	1	0
Cuadrantanopsia	1	2
Fistula nasal LCR	0	1
Amaurosis	0	1

7.5 Infecciones postoperatorias

7.5.1 Grupo estudio

Hubo infección postoperatoria en 3 casos del total de 73 pacientes incluidos en el estudio (4,10%). Las infecciones fueron en dos casos meningitis y un caso de fiebre sin foco.

7.5.2 Grupo control

Hubo infección en 4 casos de los 72 (5,55%). Un caso de meningitis por *Staphilococcus epidermidis* en un operado de un tumor cerebral, un caso de meningitis por *Staphilococcus PC* negativos en un caso de endoscopia, un absceso cerebral en un paciente operado de un tumor cerebral y una infección de herida quirúrgica.

No hubo diferencias significativas en las infecciones postoperatorias entre el grupo estudio y control ($p>0,05$)

7.6 Diagnóstico anátomo-patológico (grupo estudio/grupo control)

En el grupo estudio se obtuvo el resultado anátomo patológico en el 98,24% (en un caso no) mientras que en el grupo control se obtuvo en el 100%.

Los diagnósticos anátomo-patológicos se presentan en la tabla 27:

No hubo diferencias estadísticamente significativas entre grupo estudio y control en la obtención de un diagnóstico anátomo patológico definitivo ($p=0,327$)

Tabla 27. DIAGNÓSTICO ANÁTOMO PATOLÓGICO		
Resultado	Nº Estudio	Nº Controles
Meningioma:	8	23
- <i>Meningotelial</i>	3	11
- <i>Transicional (sin atipia ni anaplasia)</i>	1	1
- <i>Linfoplasmocítico</i>	1	0
- <i>Secretor (grado I OMS)</i>	1	1
- <i>Fibroso (sin atipias)</i>	1	6
- <i>Atípico</i>	1	3
- <i>Anaplásico</i>	0	1
Tumores de estirpe glial:	23	18
- <i>Astrocitoma fibrilar</i>	1	0
- <i>Astrocitoma pilocítico</i>	1	1
- <i>Astrocitoma grado II</i>	1	3
- <i>Oligoastrocitoma grado II</i>	1	0
- <i>Oligodendroglioma</i>	0	1
- <i>Astrocitoma anaplásico</i>	2	0
- <i>Oligoastrocitoma anaplásico</i>	2	0
- <i>Glioblastoma Multiforme</i>	16	13
Subependimoma	2	1
Quiste coloide del III ventrículo	1	0
Pinealoma mixto con Pinealoblastoma	1	0
Metástasis cerebrales:	10	6
- <i>Carcinoma pulmonar</i>	4	2
- <i>Carcinoma digestivo</i>	1	1
- <i>Melanoma Maligno</i>	2	1
- <i>Cilindroma</i>	1	0
- <i>Carcinoma renal</i>	1	0
- <i>Neuroblastoma</i>	0	1
- <i>Ginecológico</i>	0	1
- <i>Origen desconocido</i>	1	0
Adenoma Hipofisario:	3	2
- <i>Productor de ACTH</i>	1	0
- <i>Prolactinoma</i>	0	1
- <i>No funcionante</i>	2	1
Angioma cavernoso	2	1
MAV	1	2
Displasia cortical	2	0
Vasculitis linfocitaria cerebral primaria	1	0
Pérdida axonal + gliosis	1	0
Esclerosis mesial	1	0
Absceso cerebral	0	1
Hemangioblastoma	0	1
Osteoma	0	1
Quiste epidermoide	0	1
No resultado/cerebro normal	1	0

7.7 Estancia hospitalaria

7.7.1 Grupo estudio

Las estancias hospitalarias están descritas en la tabla 28. Hubo una disminución de la estancia media en el grupo de cirugía guiada por neuronavegador respecto al grupo control. Se excluyeron pacientes con enfermedad de Parkinson, ya que estos ingresan varios días antes para realizar diferentes pruebas, y permanecen mástiempo hospitalizados en el postoperatorio para la colocación del marcapasos definitivo.

7.7.2 Grupo control

En el grupo control la estancia media fue de $13,52 \pm 2,12$ días, ligeramente superior al grupo estudio, y siendo la diferencia estadísticamente significativa ($p=0,013$).

Tabla 28. ESTANCIA HOSPITALARIA	
Grupo ESTUDIO	Grupo CONTROL
11,27 \pm 6,86 días (de 3 a 35 días) Mediana: 8,50 días	13,52 \pm 2,12 días (de 3 a 57 días) Mediana: 11 días

7.8 Karnofsky (KPS)

Para una posterior valoración de la evolución y pronóstico se tomaron los Karnofsky de entrada y de salida, que se muestran en la tabla 29. Tanto en el grupo estudio como en el control se diferenciaron los pacientes con enfermedad de Parkinson del resto, al estar los primeros, habitualmente, mucho más invalidados por su enfermedad crónica.

Cuando se compararon los KPS de entrada y salida en el grupo estudio no hubo diferencias significativas ($p=0,954$), es decir el estado del paciente a la entrada y salida del hospital fue superponible. En cambio, cuando comparamos el KPS de entrada y salida de los pacientes del grupo control, aquí encontramos una diferencia significativa ($p<0,05$) así que en el grupo control el KPS de salida fue mejor que el de entrada.

Cuando realizamos la comparación del KPS de entrada entre el grupo estudio y control hallamos una diferencia significativa ($p<0,05$) así podemos decir que los pacientes del grupo estudio tuvieron un KPS de ingreso mejor que el grupo control. En cambio, cuando comparamos los KPS de salida entre grupo estudio y control, no hallamos una diferencia significativa ($p=0,863$).

Tabla 29 Karnofsky (E/S)	Grupo ESTUDIO				Grupo CONTROL			
	Parkinson		Resto		Parkinson		Resto	
100	0	0	25	28	0	0	23	33
90	0	1	16	11	0	2	4	14
80	2	2	7	10	0	3	12	4
70	3	5	8	6	4	5	11	5
60	6	3	2	2	4	0	8	0
50	0	0	1	1	2	0	3	2
40	0	0	2	0	0	0	1	2
<40	0	0	0	0	0	0	0	0
Exitus	0	0	0	3	0	0	0	2

E: KPS al ingreso; S: KPS a la salida

7.9 Mortalidad

7.9.1 Grupo estudio

En el grupo estudio fallecieron 3 pacientes de 73 (4,10%). Un paciente diagnosticado de metástasis de melanoma maligno falleció de un paro cardio-respiratorio en el postoperatorio, y los otros dos, una metástasis cráneo-facial de un cilindroma y un subependimoma de suelo de III ventrículo operado por endoscopia, fallecieron de hemorragias cerebrales masivas, intraparenquimatosa e intraventricular respectivamente.

7.9.2 Grupo control

En el grupo control fallecieron 2 pacientes de 72 (2,77%), ambos por hemorragias masivas postoperatorias, un caso en un GBM de ganglios de la

base biopsiado mediante STX y otro un hemangioblastomas de cerebelo en un paciente anciano.

No hubo diferencias estadísticamente significativas en la mortalidad entre grupo estudio y control ($p>0,05$)

8. GRADO DE RESECCIÓN TUMORAL

8.1 Grupo estudio

De los 34 casos en los que se valoró la radiología postoperatoria, dos casos se excluyeron por ser ventriculostomías endoscópicas. Los 32 restantes fueron patologías tumorales.

La resección tumoral se clasificó cuantitativamente en el grupo estudio como del 100%, del 76 al 99%, del 51 al 75%, del 26 al 50% y igual o inferior al 25%.

Se planificó una resección total en 27 casos (84,37%), subtotal en 2 casos (6,25%), y parcial en 3 casos (9,37%). Dentro del grupo con exámen radiológico postoperatorio no hubo pacientes con biopsia cerebral.

La resección tumoral definitiva, según los cálculos realizados sobre el exámen radiológico postoperatorio, fueron de una exéresis del 100% de la tumoración en 24 casos (75%), del 75 al 99% en 5 casos (15,62%), del 50 al 74% en 2 casos (6,25%), del 25 al 49% en 1 caso (3,12%) y menor al 25% en

0 casos. Así pues, en 6 casos la resección no coincidió con la planeada (18,75%)

A efectos de comparación con el grupo control se consideró resección total al 100%, subtotal del 75 al 99%, parcial del 25 al 74%, y biopsia a una resección menor al 25% (tabla 30).

8.2 Grupo control

En el grupo control, la valoración de la resección tumoral se gradó cualitativamente como total, subtotal, parcial y biopsia. Se seleccionaron 56 casos de patología, edad y sexo comparables. Las exéresis planificadas fueron: total en 47 casos (83,92%) , subtotal en 3 casos (5,35%) , parcial en 1 caso (1,78%) y biopsia en 5 casos (8,92%). La resección tumoral definitiva fue total en 42 casos (75 % del total), subtotal en 2 casos (3,57% del total), parcial en 7 casos (12,50% del total) y biopsia en 5 casos (8,92 % del total), lo cual supone que en 6 casos la resección no coincidió con la planeada (10,71%) (tabla 30).

Tabla 30. GRADO DE RESECCIÓN TUMORAL POSTOPERATORIO				
Grado de resección (cualitativo)	Grupo ESTUDIO		Grupo CONTROL	
	Planeado	Real	Planeado	Real
Total	27 (84,37%)	24 (75%)	47 (83,92%)	42 (75%)
Subtotal	2 (6,25%)	5 (15,62%)	3 (5,35%)	2 (3,57%)
Parcial	3 (9,37%)	3 (9,37%)	1 (1,78%)	7 (12,50%)
Biopsia	0	0	5 (8,92%)	5(8,92%)

Tanto en el grupo estudio como en el control la resección planificada coincide con la real, siendo estadísticamente significativo en los dos grupos ($p=0,000$ en ambos).

9. SUPERPOSICIÓN DE IMÁGENES

En los 34 casos en los que se realizó la superposición de imágenes se valoró:

- Restos tumorales: hubo un remanente tumoral en 8 casos (25%) y resección completa en 24 (75%). Se excluyeron los dos casos de ventriculostomía endoscópica.

- Hematoma postquirúrgico: se detectó en 22 casos (64,70%), dos de los cuales fue un hematoma a distancia del lecho tumoral (9,09% de hematomas postquirúrgicos)
- Edema postoperatorio: en 15 casos aumentó respecto al edema preoperatorio (44,11% de 34 pacientes), en 6 casos disminuyó (17,64%) y se mantuvo igual en 13 casos (38,23%)
- Cambios postquirúrgicos que afectan un área previamente sana:
 - Deformación de la pared ventricular por el trayecto del endoscopio con aumento del edema (1 caso).
 - Cambios postquirúrgicos del tejido cerebral que afectan un área mayor que la preoperatorio (1 caso).
 - Abertura del sistema ventricular a un área de porencefalia preexistente (1 caso).
 - Lesión del área motora (1 caso).
 - Lesión en lóbulo temporal derecho que traduce una resección mayor a la planificada en el preoperatorio (1 caso).
 - Restos tumorales adheridos a la arteria cerebral media (1 caso).
 - Gran área de porencefalia secundaria a la resección tumoral 2 casos).

- Variaciones del tamaño ventricular en el postoperatorio: en 6 casos (17,64%) hubo aumento del tamaño ventricular, en 2 casos (5,88%) disminuyó (uno de ellos por colocación de un sistema de derivación ventrículo-peritoneal) y en 26 casos (76,47%) no varió el tamaño ventricular.

10. CIRUGÍA ENDOSCÓPICA

En la ventriculostomía endoscópica el 100% de los pacientes presentaron ventrículos grandes. En un caso (16,66%) hubo dificultad en la orientación intraoperatoria debido a distorsión anatómica por cirugía previa (portador de sistema de derivación ventrículo-peritoneal de larga evolución) y siendo especialmente útil la endoscopia para la orientación intraventricular. En 2 casos (33,33%) en Monro fue pequeño, aunque no supuso problemas intraoperatorios.

El punto de entrada, en la cirugía endoscópica, no se determinó en la planificación ya que tomamos un punto estandar, frontal derecho, a 13 cm del nasion, y 2 cm de línea media.

En todos los casos se utilizó el endoscopio rígido.

El ventrículo se canuló en todos los casos al primer intento.

Hubo un aumento del volumen ventricular total en el postoperatorio del 9,95% aunque esta diferencia no fue significativa ($p=0,465$). El ventrículo lateral derecho aumentó un 7,41% de su volumen y el izquierdo un 12,00%, no siendo significativas estas diferencias ($p=0,144$, en ambos casos).

Respecto a la lámina premamilar, la superficie de área se calculó con la fórmula del área de la elipse ($= \pi r_1 r_2$). Su volumen aumentó en el postoperatorio un 11,42 % y su área del 4,14 %. Ninguno de estos hallazgos fue significativo ($p=0,713$ y $p=0,461$, respectivamente)

Respecto a los agujeros de Monro, el derecho no mostró variaciones del volumen en el postoperatorio mientras que su área disminuyó un 22,22%, pero ambos hallazgos no fueron significativos ($p=0,273$ y $p=0,465$ respectivamente). El Monro izquierdo aumentó su volumen en el postoperatorio en un 30% y su área en un 66,66% no siendo estas diferencias significativas ($p=0,713$ y $p=0,715$ respectivamente) (tabla 31).

Tabla 31. CIRUGIA ENDOSCÓPICA					
		PREOPERATORIO		POSTOPERATORIO	
Volumen ventricular global		85,19 ± 27,03 cc Mediana: 76,88 cc (Min: 58,87cc/Max: 129,53cc)		93,67 ± 22,88 cc Mediana: 95,29 cc (Min: 58,19 cc/Max: 125,91 cc)	
	VLD	38,68 ± 15,74 cc Mediana: 37,41 cc (Min:17,51 cc/Max:63,22 cc)		41,55 ± 13,58 cc Mediana:41,71 cc (Min:24,84 cc/Max:57,95 cc)	
VLI		42,33 ± 14,96 cc Mediana: 39,84 cc (Min:23,12 cc/Max: 62,19 cc)		47,41 ± 50,64 cc Mediana: 50,65 cc (Min:22,79 cc/Max:65,57 cc)	
Lámina premamilar	Volumen	0,35 ± 0,37 cc Med: 0,26 cc (0,10 cc - 1,11 cc)		Volumen	0,39 ± 0,26 cc Med: 0,30 cc (0,18 cc - 0,31 cc)
	Area	1,40 ± 1,75 cm² Med: 0,79 cm ² (0,26 - 4,95 cm ²)		Area	1,98 ± 2,14 cm² Med: 1,08 cm ² (0,60 - 5,19 cm ²)
Agujero de Monro Derecho	Volumen	0,13 ± 0,05 cc Med: 0,14 cc (0,05 - 0,18 cc)		Volumen	0,13 ± 0,03 cc Med:0,12 (0,10 - 0,18 cc)
	Area	0,27 ± 0,18 cm² Med: 0,18 cm ² (0,08 - 0,52 cm ²)		Area	0,21 ± 0,18 cm² Med: 0,13 cm ² (0,11 - 0,49 cm ²)
Agujero de Monro Izquierdo	Volumen	0,10 ± 0,05 cc Med: 0,09 cc (0,04 - 0,18 cc)		Volumen	0,13 ± 0,03 cc Med: 0,13 cc (0,10 - 0,18 cc)
	Area	0,15 ± 0,11 cm² Mediana: 0,18 cm ² (0,03 - 0,30 cm ²)		Area	0,25 ± 0,27 cm² Med: 0,13 cm ² (0,10 - 0,67 cm ²)

11. CIRUGÍA DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON

Básicamente, en esta cirugía, lo que más nos interesó fue determinar cuantitativamente el desplazamiento de la diana definitiva respecto a la calculada en la planificación quirúrgica, y la dirección de este desplazamiento. Los resultados vienen especificados en la tabla 32.

En general, vemos que en el lado derecho hubo mayor número de casos en que la diana definitiva no coincidió con la calculada. El desplazamiento más frecuente de la diana definitiva, tanto en número de casos como en milímetros, es en primer lugar medial y después posterior.

En el lado izquierdo, la probabilidad que la diana calculada coincida con la definitiva es mayor, pero en este caso también los desplazamientos más frecuentes, en número y milímetro, son medial y posterior. Creemos que es debido a la posición de la cabeza del paciente y la actuación de los vectores de gravedad del cerebro que provocan un desplazamiento en este sentido.

No hemos podido realizar los cálculos de significancia estadística de estas diferencias debido al número de casos insuficiente.

Tabla 32. CIRUGIA DE LA ENFERMEDAD DE PARKINSON DESPLAZAMIENTO DE LA DIANA DEFINITIVA RESPECTO A LA CALCULADA					
		DERECHA		IZQUIERDA	
		Nº casos (%)	Distancia media	Nº casos (%)	Distancia media
No desplazamiento		1 (9,09%)		4 (36,36%)	
Desplazamiento	Medial	6 (54,54%)	1,91 mm	4 (36,36%)	1,75 mm
	Lateral	2 (18,18%)	1,25 mm	1 (9,09%)	1 mm
	Anterior	2 (18,18%)	1,50 mm	0	
	Posterior	4 (36,36%)	2 mm	4 (36,36%)	1,75 mm

12.FALLOS DEL SISTEMA DURANTE LA CURVA DE APRENDIZAJE

Aunque este estudio se ha realizado después de la curva de aprendizaje, creo de importancia hacer una breve referencia a las causas más frecuentes que nos impidieron utilizar el neuronavegador al principio de nuestra experiencia.

A continuación se expone una lista de problemas y cómo los solucionamos:

1. Fallo en la adquisición de las imágenes por TC o RM: lo más frecuente fue que los cortes no se tomaron con el gantry a 0°. Una angulación de simplemente 1° impide la lectura de las imágenes por la estación de trabajo del neuronavegador. Se realizó un protocolo estándar para la adquisición de las imágenes médicas que se distribuyó a todo el personal médico y técnico del servicio de radiología, dado que algunas exploraciones se realizaban por el radiólogo de guardia, el cual, habitualmente no era un neurorradiólogo. En dicho protocolo se remarcó la necesidad de un gantry a 0°, de lo contrario la exploración era inútil. Además se aprovechó, para hacer constar, de acuerdo con los especialistas en radiología, que la secuencia de elección en el caso de la RM fue la 3D con cortes axiales y en tiempo T1. Tanto para el TC como

para la RM la adquisición de imágenes debía ser post-administración de contraste.

2. Errores en la transmisión de datos: Mientras se utilizó el sistema disco óptico nos encontramos con varias situaciones que nos impidieron utilizar la exploración radiológica por imposibilidad de trasladar las imágenes al disco. Una vez adquiridas las imágenes en el TC o RM, éstas se transmitían a una estación de trabajo, dentro del servicio de radiología y utilizada por todo su personal, tipo Magic View (MV50). La causa más frecuente fue el fallo del MagicView, que nos impedía grabar las imágenes en el disco óptico, por insuficiente capacidad en la memoria. Menos frecuente fue el fallo en la transmisión de imágenes del TC o RM al MagicView, o el fallo del disco óptico. La solución fue establecer una comunicación tipo ethernet entre el TC y RM y nuestra estación de trabajo del Vector Vision2.

3. Los fallos del neuronavegador ocurrieron en tres casos, en uno de ellos hubo un corte del suministro eléctrico y en dos el neuronavegador dejó de funcionar después del registro por causas desconocidas. Estos casos se solucionaron avisando al servicio técnico de BrainLab.

4. Fallos en el registro: Mientras se utilizó el sistema de fiduciales cutáneos, hallamos fallos debidos a una colocación errónea de las marcas adhesivas, que nos daban una precisión calculada por el navegador de más

5mm, en cuyo caso no es posible la neuronavegación. Otras de las causas fue el desplazamiento y caída de fiduciales. A pesar de las marcas realizadas, la colocación no fue exacta, de modo que cuando el ordenador realizó el reconocimiento de las marcas y las trasladó a las imágenes preoperatorias, el error dado imposibilitó la neuronavegación. Ello se solucionó, siempre parcialmente, intentando, en la medida de lo posible, realizar la exploración radiológica justo antes del procedimiento quirúrgico, e intentando una distribución y número de fiduciales adecuada.

Cuando se utilizó el reconocimiento facial, nos dimos cuenta de la gran importancia de la visualización bilateral del rostro del paciente, de modo que si continuábamos con la distribución de quirófano habitual (estrella de referencia y cámara a la izquierda del paciente), cuando el paciente tenía rotada la cabeza hacia la derecha, el reconocimiento facial bilateral era imposible. En estos casos, para el registro, la cámara se colocó a la derecha del paciente y la estrella de referencia se dejó en la izquierda, pero dirigiendo los marcadores reflectantes hacia la derecha. Después, para proceder a la cirugía se colocó la cámara a la izquierda, por ser esta localización mucho más confortable para el cirujano y con menor riesgo de obtáculos entre la cámara y el campo quirúrgico.

13.UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACIÓN

Se les preguntó a los cirujanos a la salida de quirófano en qué les había servido la neuronavegación y las respuestas se muestran en la tabla 33:

Tabla 33. UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACIÓN	
Respuestas de los cirujanos al salir de quirófano	Nº casos
Localización ventricular	2
Elección del punto de entrada	5
Localización de diana estereotáxica (cir del Parkinson)	2
Localización tumoral	26
Planificación	8
Centraje de la craneotomía y reducción del tamaño	15
Determinación de los límites de exéresis tumoral	12
Evitar daño a estructuras adyacentes	3
Orientación intraoperatoria	16
Elección de la corticotomía	2

Al final del estudio, se distribuyó una encuesta a los 11 médicos del servicio para valorar la utilidad de la neuronavegación cuyos resultados vienen expresados en la tabla 34. Siete la consideraron útil (63,63%), 4 ventajosa (36,36%), ninguno la consideró indispensable, inútil o impedimento para el desarrollo del acto quirúrgico. Esta clasificación fue subjetiva y basada en la experiencia y recuerdo del cirujano.

Cuando se les interrogó respecto a la utilidad en la planificación de la craneotomía los 11 (100%) respondieron "sí". Los once la consideraron útil para el centraje, cuatro para reducir el tamaño de la craneotomía y dos para evitar la lesión de estructuras críticas (senos venosos).

En la definición y conocimiento preoperatorio de la anatomía individual del paciente, 9 (81,81%) dijeron "sí" y 2 (18,18%) "no". Los que respondieron que "sí", dieron como razones la definición de la localización y relaciones de áreas elocuentes (3), una mejor comprensión de la anatomía al manipular preoperatoriamente las imágenes (1), una mayor precisión (1), una cirugía más segura y con menos secuelas (1), la localización de estructuras mesiales (1) y dos contestaron que sí aunque con reservas, en función de los casos. Los que respondieron que "no" argumentaron que no proporcionaba mayor información que la obtenida con la RM o estimulación funcional directa, y además porque da una menor resolución y la imposibilidad de una visualización tridimensional verdadera profunda. Cuando se les preguntó a los que respondieron afirmativamente, qué beneficios aporta la neuronavegación que no nos de la radiología preoperatoria, arguyeron como razones, la visualización tridimensional dinámica (2), mejor definición (1), interactividad (1), topografía espacial de la lesión (1), estudio de los casos en mayor profundidad (1), mayor precisión del trayecto a seguir (1) y una mayor seguridad al saber donde se está en cada momento (1).

Respecto la localización intraoperatoria de la lesión 9 cirujanos consideraron que la neuronavegación fue útil (81,8 %), uno (9,09 %) inútil y uno la consideró útil en función del caso (9,09%). Los casos que respondieron afirmativamente argumentaron la delimitación de la lesión y sus relaciones (1), el centraje del acceso (1), en lesiones subcorticales y profundas (1), y sobre todo, cuatro consideraron que la principal ventaja de la neuronavegación es precisamente que localiza la lesión. El que contestó que "no" fue porque una vez abierto el cráneo todas las referencias preoperatorias desaparecen, y el que la consideró útil en función del caso fue precisamente por la pérdida de coordenadas en lesiones quísticas y profundas que puede entrañar errores.

Respecto la definición de márgenes, 4 (36,36%) respondieron si y 7 (63,63%) no. Las respuestas "no" fueron básicamente por el desplazamiento cerebral que invalida la neuronavegación. Los que respondieron que "sí" fue sobre todo para lesiones gliales de bajo grado o ancladas a otras estructuras anatómicas.

Cuatro (36,36%) consideraron la neuronavegación útil para la determinación de la extensión de la lesión y 7 (63,63%) no. Los que respondieron que sí fue en tumores con bordes imprecisos. Los que respondieron que no fue por el desplazamiento cerebral.

La utilización del neuronavegador fue considerada interactiva por 3 cirujanos (27,27%) y no interactiva por 8 (72,72%).

Cuando se les preguntó si en su experiencia personal, la neuronavegación previene complicaciones o déficits neurológicos postoperatorios 9 contestaron que sí (81,81%) y 2 que no (18,18%). Las razones para esta prevención fueron la determinación de zonas elocuentes y limítrofes al tumor pre e intraoperatoriamente (1), acceso y trayectoria a seguir (2), información interactiva (1), mayor control durante la cirugía (1), mejor localización y menor manipulación (3).

Tabla 34. ENCUESTA FINAL DE LA UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACIÓN			
	SI	NO	DEPENDE
Útil en la planificación de la craneotomía	11 (100%)	0	
Conocimiento anatomía individual	9 (81,81%)	2 (18,18%)	
Localización intraoperatoria de las lesiones	8 (72,72%)	1 (9,09%)	2 (18,18%)
Definición de márgenes lesionales	4 (36,36%)	7 (63,63%)	
Determinación de la extensión de la lesión	4 (36,36%)	7 (63,63%)	
Utilización interactiva	3 (27,27%)	8 (72,72%)	
Prevención de complicaciones	9 (81,81%)	2 (18,18%)	

DISCUSIÓN

1. CONSIDERACIONES GENERALES DE LA NEURONAVEGACION

La orientación intraoperatoria limitada por la ausencia de visualización de referencias anatómicas- especialmente en la superficie intacta del córtex cerebral- es todavía un problema básico en neurocirugía [166]. La orientación tridimensional del neurocirujano disminuye bajo la superficie cerebral, y la posibilidad de perderse incrementa con la profundidad del procedimiento. La tecnología actual hace que muchos errores sean innecesarios e inaceptables.

En la cirugía guiada por la imagen, con marco o sin él, el cerebro se considera un volumen geométrico que se puede dividir en tres planos de intersección imaginarios, ortogonales entre ellos (horizontal, sagital y frontal), basados en el sistema de coordenadas cartesianas. Cualquier punto en el cerebro se puede especificar midiendo su distancia a lo largo de estos tres planos de intersección [41].

La neurocirugía guiada por ordenador se puede definir como un proceso multietapas que se puede dividir en tres pasos: establecer un espacio físico o quirúrgico, realizar un mapa del espacio quirúrgico y trasladarlo al espacio de imagen y la presentación de la posición quirúrgica en las imágenes [37]. El mapeo del espacio físico en el espacio de imagen

requiere, por lo menos, tres puntos comunes determinados en cada espacio. Una vez localizados los tres puntos en ambos espacios, se determina una matriz por rotación. La matriz rotacional es un mapa que nos permite localizar todos los puntos del espacio quirúrgico sobre las imágenes [37,197]. Todos los sistemas de neuronavegación actuales asumen que la cabeza y su contenido se comportan como un cuerpo rígido y requiere que las marcas fiduciaras sean bien definidas (características anatómicas externas o marcadores adhesivos o implantados en el hueso) para poder realizar la transformación rígida [37,65,197].

Fundamentalmente, el modo operativo y la construcción de todos los sistemas de neuronavegación es similar. Típicamente, se requieren tres componentes: un sistema generador de imágenes (TC, RM, angiografía, DIVAS o imagen funcional) que nos da los datos brutos, una herramienta medidora que determine la posición (el brazo robótico digitalizador de los primeros aparatos, ultrasonidos, sistemas de campo magnético o el puntero en los sistemas más modernos) y un sistema procesador de imágenes (un ordenador con una estación de trabajo de alta capacidad para el almacenamiento de datos y reconstrucciones tridimensionales). La transmisión por luz infrarroja es resistente a las interferencias ya que su uso se limita únicamente cubriendo el transmisor o receptor, y puede ser

activa o pasiva [166]. El sistema BrainLab se basa en la reflexión pasiva de flashes infrarrojos [50].

2. NEURONAVEGACION Y PRECISION

La principal dificultad para obtener la precisión deseada al utilizar un sistema de neuronavegación es la identificación de las fuentes de error. La principal fuente de error es el utilizador, no el sistema [37,38].

La precisión mecánica tiene que ver con la calidad de la construcción del aparato. La precisión de aplicación es la precisión del aparato cuando se utiliza en situaciones reales [199]. A nivel práctico, lo que nos interesa es la precisión de aplicación y no la mecánica, ya que ésta última es de aproximadamente 0,6 mm, comparable a los sistemas de estereotaxia con marco [173].

La precisión de aplicación está influida por diferentes factores que se han descrito ampliamente en la introducción [6,39,49,51,77,78,112,155,199]. Maciunas, propone que la precisión de aplicación se exprese como "error medio de localización" para evitar mediciones erróneamente favorables [113]. La precisión de aplicación es un

término ya utilizado en los marcos estereotáxicos y se determina por la suma de vectores de varias fuentes independientes de error [113]. En los marcos estereotaxicos la precisión empeora con la angulación del marco, el ensamblaje del arco (de 0,5 a 1 mm) y por el peso de la cabeza, de manera que si sobrepasa una carga de 5,85 kg la exactitud mecánica se afecta adversamente para todos los modelos de marco estereotáxico. Así pues, en general, podemos decir que la precisión de aplicación siempre será peor que la precisión mecánica de un sistema [113].

Drake, considera que las principales fuentes de error en la navegación son las imágenes, el digitalizador y el registro del paciente [26]. Los digitalizadores tienen un error inherente a su método de detección particular así como a las interferencias externas. Hill, incluye entre las causas de imprecisión en la utilización de los neuronavegadores, la identificación de estructuras externas utilizadas para el registro, la distorsión geométrica de las imágenes preoperatorias y el error del seguimiento de los instrumentos quirúrgicos [65]. El puntero también es fuente de error de manera que si no es perpendicular a la diana provocará errores debidos a principios trigonométricos [149]. Otra causa importante de error es el desplazamiento cerebral entre el momento de la toma de las imágenes, la colocación del paciente y durante la cirugía, de lo que hablaremos con más detalle a continuación. Se ha sugerido un

desplazamiento cerebral de 1 mm con el cambio de orientación de la cabeza del paciente entre la toma de las imágenes y el acto quirúrgico [65].

La valoración del registro interno de un sistema de neuronavegación se debe considerar como un indicador de un proceso de registro correcto más que un indicador de precisión anatómica [12]. Según diferentes estudios publicados, la precisión del registro (calculado por el ordenador) oscila entre 0,7 y 3,2 mm [27,41,43,50,51,77,148]. Se pueden obtener errores inferiores a 1-2 mm si se tienen en cuenta aspectos técnicos como la disposición de los fiduciales, técnica de imagen utilizada y el procedimiento de registro [75]. De este modo el error obtenido con los sistemas de neuronavegación está dentro del rango de los marcos estereotáxicos [111]. No obstante, el cirujano nunca sabrá prospectivamente la precisión del neuronavegador, por lo que siempre se debe imaginar el peor de los casos, de manera que si se necesita una precisión de 1-2 mm, Kelly recomienda la utilización de un marco estereotáxico [165]. Se ha descrito una diferencia de hasta 1,5 mm entre las coordenadas del marco estereotáxico y la diana calculada por el neuronavegador [113]

2.1 Errores asociados a las exploraciones radiológicas

Numerosas publicaciones apuntan que la exactitud de los datos primarios depende de la calidad del estudio neurorradiológico [8,25,44,67,137,166,182,196]. La resolución del TC se determina por el número de *pixels* (picture elements) [113]. Cuanto menor es el campo de vision, mayor es el efecto de magnificación, y mayor el número de *pixels* por centímetro, de modo que cuanto menor es cada *pixel* mayor es la resolución del TC [113]. Aunque el término *pixel* define las mediciones en el plano definido por los ejes X e Y, hay que tener en cuenta que cada corte tiene un espesor en el plano Z [96,113]. La incorporación de esta dimensión también describe el elemento volumétrico tridimensional de la imagen llamado *voxel*. En los estudios de Maciunas el espesor del corte y, por lo tanto, el tamaño del *voxel*, fueron los factores que afectaron el mayor grado la exactitud de aplicación o la localización estereotáxica [113]. Al incrementar el grosor del corte empeora la precisión que podemos alcanzar con el sistema. Este efecto lo observó Maciunas de manera universal con diferentes sistemas de estereotaxia convencional [113]. La relación entre el incremento del grosor del corte y deterioro de la exactitud de aplicación se puede describir de manera satisfactoria como lineal [113]. A medida que la magnitud del error de localización aumenta con el grosor del corte, ésto

no solo ocurre en la dirección Z sino también en la X e Y [113]. De todo lo anterior se deduce que, en la neurocirugía guiada por la imagen, es de extrema importancia el protocolo de adquisición de imágenes el cual tiene una gran influencia en la precisión de aplicación. Según Spetzger, con el TC se obtienen resultados adecuados con un grosor del corte de 2 mm y pixels de 1 mm [166]. Drake propone cortes de 3 mm de TC y RM en el plano axial y contiguos [26]. Sipos considera que las series de datos para la reconstrucción bidimensional deben tener un grosor de corte inferior al utilizado para los estudios radiológicos diagnósticos [165]. Para las reconstrucciones tridimensionales los cortes deben ser contiguos, de modo que los incrementos de posición de la mesa (o del corte) deben ser igual o inferior al grosor del corte. Así pues, Sipos utiliza un protocolo de TC con un grosor del corte de 4 mm con incrementos de posición de la mesa de 3 mm, y para la RM un grosor de corte de 1,5 mm con incrementos de la mesa de 1,5 mm [165].

En nuestro estudio se utilizaron cortes de TC de un grosor medio de 2,48 mm y de RM de 2,30 mm. Se obtuvo una precisión de aplicación de 1,58 mm con cortes inferiores a 2mm y de 1,35 mm con cortes inferiores a 3 mm, no siendo significativas las diferencias halladas. Así pues, el tamaño del corte se ajustó a los propuestos por diferentes estudios (de 1 a 4 mm) e inferior a los estudios diagnósticos (5-10 mm) y quizá debido a ello no

encontramos diferencias en la precisión. Consideramos importante remarcar los incrementos de la mesa siempre fueron inferiores al grosor del corte.

Es hasta cierto punto correcto que la precisión del sistema de neuronavegación nunca puede superar la resolución de la imagen pero, en cambio, es una falacia el considerar que la resolución espacial de un sistema de guía quirúrgica nunca puede ser mejor que las dimensiones del *voxel*, al ser éste el elemento mínimo del mosaico de los datos de localización. De hecho, esto no es cierto. Si los fiduciales o la diana son de dimensión superior al tamaño de un *voxel*, podemos obtener la información espacial adicional calculando el centro de masa del volumen de la estructura del *voxel* y de la intensidad de señal en cada *voxel* [113]. En cambio, un fiducial o diana de tamaño inferior al *voxel* no nos permitirá mejorar la precisión. Esto es lo que Maciunas llama «superresolución», y que juega un papel muy importante en los sistemas de neuronavegación [113]

Cuando se comparan los exámenes radiológicos con TC o RM, Germano encuentra que los registros sobre imágenes de TC fueron más precisos que los realizados con RM, pero estas diferencias no fueron significativas [43]. En cambio, Golfinos considera que la precisión alcanzada con imágenes de RM fue ligeramente superior que con el TC [44]. Sartor también prefiere la RM como método de adquisición de los datos por su mayor resolución de las

estructuras cerebrales incluyendo tumores cerebrales [159]. Kondziolka encuentra una discrepancia entre la localización con TC o RM, con una diferencia de 1 *pixel* entre observadores [44]. Golfinos obtiene una precisión de registro de 2 mm en el 82% de pacientes en los que se utilizó TC y en el 92% en los que se utilizó la RM, atribuyendo esta diferencia a una mayor familiaridad con la reconstrucción triplanar de la RM [44].

En nuestro estudio se utilizó de manera predominante la RM (60 casos frente a 13 casos de TC). El TC se utilizó predominantemente en la enfermedad de Parkinson debido a la idea de distorsión cerebral de la RM que puede falsear dianas de pequeño tamaño como el núcleo subtalámico. Todas las exploraciones fueron postinyección de contraste.

Cuando comparamos la precisión en función del método de adquisición de datos se obtuvo una precisión de $1,40 \pm 0,72$ mm con el TC y de $1,43 \pm 0,68$ mm con la RM, no siendo significativas las diferencias, pero el número de casos de cada grupo fue muy desigual.

En general, los autores que prefieren el TC como método de adquisición de las imágenes argumentan la distorsión cerebral con la RM [142]. Sumanaweera describe dos causas básicas de distorsión geométrica en la RM: la no linealidad del gradiente de campo y las desviaciones de resonancia [170]. Estas últimas se pueden dividir en dos categorías en función de su origen: desplazamientos químicos y las no homogeneidades de

campo magnético, inducidas por el propio escáner o por el objeto de imagen. En la práctica, las dos fuentes principales de distorsión son las no linealidades de gradiente de campo y las no homogeneidades de campo magnético inducidas por el objeto del que se toma la imagen [170].

Se recomienda realizar el estudio radiológico lo más próximo a la cirugía posible, para así evitar desplazamientos que empeoren la exactitud del procedimiento. En nuestro estudio, el tiempo medio entre exploración radiológica y cirugía fue de $1,36 \pm 1,33$ días. En el grupo en que se realizó un estudio radiológico postoperatorio transferido a la estación de planificación, el tiempo entre la radiología preoperatorio y la cirugía fue ligeramente inferior ($1,32 \pm 0,84$ días) pero esta diferencia no fue significativa. No encontramos diferencias en la precisión en función del tiempo transcurrido desde el examen radiológico y la cirugía.

2.2 Errores asociados al registro

2.2.1 Marcas fiduciarías

2.2.1.1 Tipos de marcas fiduciarías

Existen tres métodos de determinación de las marcas fiduciarías [37]. El primer método son los llamados *marcadores fiduciaríos intrínsecos*, y que

consiste en la utilización de localizaciones anatómicas como la punta de la nariz, el nasion, el canto externo del ojo y el trago [26,96], fácilmente identificables tanto en el paciente como en el TC o RM. Este método entraña la dificultad de encontrar puntos de localización que reúnan las características de visibilidad en TC y RM, adheridos firmemente al resto de la cabeza y de formas bien definidas. El segundo método son los llamados *marcadores fiduciaros extrínsecos* que son objetos colocados en la superficie del paciente y que nos sirven de puntos de localización [37]. El tercer método de localización fiduciaria es el marco de estereotaxia clásico.

En la neurocirugía pediátrica se han ideado marcadores fiduciaros externos mejor tolerados por los niños que los adhesivos y, sobre todo, que permiten retirarlos después del estudio radiológico y recolocarlos en su posición exacta en el momento de la cirugía [181].

En nuestro estudio se utilizaron marcadores fiduciaros extrínsecos (fiduciales adhesivos cutáneos) en 30 casos (41,09%), marcadores fiduciaros intrínsecos (registro facial con el Z-touch) en 31 pacientes (42,46%) y el marco Leksell en 12 casos (16,43).

2.2.1.2 Distribución y número

La verdadera precisión depende de la relación geométrica entre la región de interés quirúrgico y la distribución de los fiduciales. La precisión no es uniforme dentro del volumen intracraneal si la región de interés dista de los fiduciales (p.ej. lesión frontal y fiduciales occipitales), de manera que el error real será superior al estimado por el ordenador [43]. Los errores de registro cuando los marcadores son casi coplanares, como en el caso del registro facial, son típicamente mayores que cuando los marcadores abarcan un gran volumen [43,44,155,165,199], pero en cambio, éste sistema es más cómodo para el paciente [145]. El registro basado en referencias anatómicas externas tiende al error por la dificultad que entraña la localización exacta de estas referencias en los cortes de los exámenes radiológicos. Así pues, se recomienda la utilización de fiduciales adhesivos colocados esféricamente [75] y suficientemente próximos a la craneotomía de modo que se puedan visualizar durante toda la cirugía y, en caso necesario, permitan el re-registro [12,187]. La regla de oro es, proximidad al campo quirúrgico pero, a la vez, suficiente distancia entre fiduciales [12].

En relación a lo anterior, cuesta creer que un sistema de neuronavegación tenga una precisión superior a 3 mm [155]. Si se obtiene

una mayor precisión de registro con los fiduciales cutáneos (media de 2,51 mm) que con los puntos de superficie anatómica (media de 3,03 mm) [165]. Gansland, en cambio, obtiene una precisión media de 1,81 mm, utilizando el registro con fiduciales y con referencias anatómicas de superficie [41].

En nuestro estudio cuando se utilizaron fiduciales cutáneos se colocaron tres fiduciales ipsilaterales a la lesión, 2 contralaterales y 1 frontal en 18 casos, siendo esta distribución la que mejor se adapta a las recomendaciones generales. Con este patrón se realizaron una media de 2,44 registros y se alcanzó una precisión de 1,16 mm. El segundo patrón, de 5 fiduciales ipsilaterales a la lesión y uno contralateral, se aleja, en cambio, de estas condiciones ideales. Con esta distribución se realizó una media de 5,11 registros y se consiguió una precisión media de 1,64 mm, ligeramente peor que con el otro patrón, y que se puede explicar por la distribución coaxial de las marcas.

Cuando comparamos los intentos de registro en función del método utilizado, vemos que el Z-touch requiere más intentos que los fiduciales adhesivos cutáneos (3,64 y 3,23, respectivamente) aunque esta diferencia, aunque no fue significativa.

El número de fiduciales o puntos anatómicos a registrar, es también un aspecto importante. De acuerdo con diversas publicaciones, se necesitan un mínimo de 3 fiduciales cutáneos visibles en el TC o RM para obtener un

buen registro [166], aunque más de 5 parece que no incrementa la precisión [12]. En la práctica se colocan varios fiduciales adicionales, en caso de que caiga alguno o no sea reconocido por el TC o RM, y siempre como mínimo 4, ya que por debajo de este número la precisión disminuye notablemente [12]. En el estudio de Drake, utilizando 4 fiduciales los errores aproximados variaron entre 1,5 a 2,5 mm, con un error máximo de 2,4 a 4,5 mm [26]. Utilizando 40 puntos randomizados de superficie cráneo-facial obtuvo un error aproximado de 1,5 mm y un error máximo de 2,1 mm, lo cual fue equivalente al mejor registro utilizando 4 fiduciales [26].

En nuestro estudio, en todos los casos, colocamos 6 fiduciales en preoperatorio pero, por diferentes motivos, se perdieron algunos desde el estudio radiológico a la cirugía. No obstante, en todos los casos pudimos utilizar más de tres. Los fiduciales que no se utilizaron para el registro fueron por colocación inadecuada, retirada antes de la operación y caída accidental. Así pues, se utilizaron 6 fiduciales para el registro en el 63,33%, 5 en 33,33%, y 4 en 3,33%, ajustándonos así a lo publicado.

Según el número de fiduciales utilizados para el registro, con 6 se obtuvo una precisión media de 1,15 mm, con cinco 1,65 mm, pero estas diferencias no fueron significativas.

2.2.1.3 Errores asociados

Existen otros errores asociados al tipo de fiducial. Así pues, los marcadores adhesivos cutáneos se pueden desplazar con el movimiento del cuero cabelludo [43]. Para evitar este error, algunos cirujanos prefieren los fiduciales implantables (tornillos óseos percutáneos), sin embargo, éste es un método mucho más agresivo y, hasta cierto punto, va en contra al principio de mínima invasividad [12,114]. Haberland utiliza los tornillos implantados en el cráneo y obtiene un error de registro inferior a los marcadores cutáneos [55]. En su estudio con cortes de TC y RM de 2 mm, a incrementos de 2 mm, obtiene un error de 1,19 mm con el TC y de 1,15 mm con la RM y opina que la utilización de marcadores cutáneos es un compromiso entre precisión e invasividad siendo aceptable aceptable en lesiones de un diámetro superior a 10 mm [55]. Estudios actuales no consideran necesarios los tornillos percutáneos ya que, a pesar de estas fuentes de error, la precisión es suficiente para la mayoría de procedimientos neuroquirúrgicos y biopsias de lesiones de un diámetro superior a 1,5 cm [42].

La precisión de aplicación de la neuronavegación, según diferentes estudios, oscila entre 0,2 y 3,8 mm [42,48,55,124,135,182]. En nuestro estudio, la precisión media global preoperatoria fue de 1,43 mm, dentro de

los valores publicados. Con los fiduciales adhesivos la precisión fue ligeramente mejor que con el Z-touch (1,30 mm y 1,56 mm respectivamente) aunque no significativa estadísticamente.

2.2.1.4 Selección y registro de las marcas

El registro de las marcas fiduciaras se realiza tocando con el extremo del puntero en el centro del cono del fiducial. Esto es una fuente potencial de error, por ello se están desarrollando sistemas automáticos de detección de los fiduciales según los datos radiológicos del neuronavegador [98]. En nuestro estudio, evaluamos la precisión de aplicación a través del test de referencias anatómicas o con el mini-trépano y medimos la diferencia respecto al valor de error proporcionado por el neuronavegador. En el 83,60% de casos la diferencia de estos valores fue inferior a 1 mm. En el 16,40% restante, pensamos que la diferencia mayor a 1 mm es debida a pequeños errores en la selección precisa de la localización de los fiduciales cutáneos que puede resultar en errores de transformación significativos como describió Germano [43], o bien, cuando se utiliza el Z-touch, que no se registren las zonas de piel fina y rebordes óseos [144].

Durante el proceso de registro hubo incidencias en el 52,45% de casos, claramente asociados al método de registro utilizado. Los fiduciales

adhesivos comportan problemas de distribución, reconocimiento e incomodidad para el paciente y con el Z-touch problemas de reconocimiento facial por interposición de estructuras.

2.2.2 Registro a través del microscopio

La calibración o registro a través del microscopio entraña ciertos problemas, fundamentalmente ligados a su subjetividad (depende del enfoque visual del cirujano) lo cual puede conllevar a errores de registro importantes. Ésto se puede solucionar con el desarrollo de un método de calibración independiente del enfoque visual [50]

2.3 Desplazamiento cerebral

Existen tres momentos de gran importancia en el desplazamiento cerebral: la toma de imágenes (generalmente en posición diferente a la operatoria), la colocación del paciente en posición quirúrgica y durante la cirugía.

2.3.1 Desplazamiento en función de la posición de la cabeza durante la exploración radiológica

Una fuente potencial de error es la deformación cerebral entre el momento en que se efectúa la prueba de imagen y la cirugía [65]. Si tenemos en cuenta que todo el sistema se basa en transformaciones de cuerpos rígidos, lo anterior puede introducir una inadecuación que no es detectable por los métodos estándar de seguimiento del error [65]. Para estimar este desplazamiento, Hill propone tres técnicas [65]. La primera consiste en delinear la superficie cerebral en dos escáneres y transformar los contornos cerebrales en posición prono a las coordenadas del espacio en posición supino, utilizando la transformación del registro de unos marcadores implantados en el hueso. La segunda técnica compara el registro de transformación de estos marcadores implantados (transformación craneal) con el cálculo de la transformación del registro de similitud de *voxels*, utilizando la segmentación del cerebro (transformación cerebral). El algoritmo de registro de similitud de *voxels* encuentra automáticamente la transformación de cuerpo rígido entre los dos cerebros que se han segmentado. La discrepancia entre estas dos transformaciones proporciona una estimación del movimiento del cerebro respecto al cráneo, causado por los cambios de posición del

paciente. Finalmente, realiza una valoración visual del desplazamiento cerebral a través del cálculo del umbral de los límites en las imágenes de prono y las superpone a las imágenes en supino, utilizando las transformaciones craneales y cerebrales. El desplazamiento cerebral respecto al cráneo, que resulta de este cambio de orientación, es menor a 1 mm [65].

2.3.2 Desplazamiento al fijar el paciente al cabezal de Mayfield

Existe un movimiento sustancial (mayor a 1,5 mm) de la cabeza respecto a la estrella de referencia acoplada al Mayfield y se cree que es debido a que la mayoría de cabezales de Mayfield tienen un movimiento significativo de rotación residual [7,65].

Al colocar al paciente en el cabezal de Mayfield se produce una tracción sobre el cuero cabelludo que puede desplazar los fiduciales adhesivos y dar un registro inexacto [166]. Para evitar este desplazamiento se han utilizado otros métodos, como los citados tornillos percutáneos fijados al cráneo o la aproximación de múltiples puntos randomizados de superficie cutánea. La fijación del paciente al cabezal de Mayfield puede conllevar una disminución de la precisión de hasta 5 mm una vez iniciada la

cirugía [1,7,53,99,53].

Se han ideado aparatos para fijar la estrella de referencia al cráneo en casos que la cabeza del paciente no está fijada al cabezal de Mayfield (p.ej. craneotomías con el paciente despierto) y los errores y precisión obtenidos son superponibles al sistema estándar [104].

2.3.3 Desplazamiento en la posición operatoria

Cuando el paciente es instalado en quirófano y la cabeza es fijada en posición neutra al cabezal de Mayfield, existe un desplazamiento cerebral en dirección antero-posterior [179]. Si la cabeza se coloca horizontalmente, el cerebro se desplaza en dirección medio-lateral, sin embargo, si la cabeza está inclinada, el vector de gravedad se descompone en componente latero-medial y antero-posterior [179]. Se ha realizado, también, mediciones con técnicas de alta velocidad de RM y se ha hallado que el movimiento pulsátil que sigue el ritmo cardíaco tiene una amplitud de hasta 0,5 mm. La mayor amplitud de este movimiento es en dirección lateral y cráneo-caudal [65]. Este error se puede minimizar colocando la cabeza vertical o realizando la exploración radiológica en la misma posición que la quirúrgica.

2.3.4 Desplazamiento intraoperatorio

No es posible predecir preoperatoriamente la cantidad y dirección del desplazamiento a pesar de los estudios y modelos matemáticos que intentan actualizar el desplazamiento cerebral debido a la naturaleza heterogénea de las lesiones cerebrales a las que se enfrenta el neurocirujano, [150].

Se han desarrollado múltiples modelos matemáticos para corregir el desplazamiento cerebral intraoperatorio [16,23,44,58,65,72,78,95,97,100,122,123,127,139,154,165,166,180,199].

Hay modelos que predicen y compensan el desplazamiento y el sistema de neuronavegación reformatea las imágenes en concordancia. Estas imágenes reformateadas representan también datos de imagen virtuales, que difieren potencial y significativamente de la realidad. Los modelos predictivos, por sí mismos, no pueden ser un sustituto de las imágenes actualizadas.

Con la apertura dural, la salida masiva de LCR, administración de agentes osmóticos o atrofia cerebral, puede variar la posición relativa del cerebro [23,132,182]. Se recomienda evitar grandes aperturas durales, no administrar agentes que alteren el contenido líquido intracraneal y la resección en bloque para retrasar el desplazamiento cerebral [23,180,182].

El mayor desplazamiento se produce con la apertura dural [182]. Una vez realizada la craneotomía y abierta la duramadre, la superficie cortical es un buen punto para medir la deformación cerebral. Se puede cuantificar el movimiento cerebral tridimensional a través de modelos de transformación elástica [65]. Para la mayoría de pacientes con una inclinación de craneotomía de 6° (ángulo entre el plano de la craneotomía y dirección de la gravedad) el modelo típico de desplazamiento consiste en un hundimiento del cerebro en el centro de la craneotomía, superior al hundimiento en los bordes (como un bol) [65]. Al abrir la duramadre, se produce un desplazamiento de la superficie cerebral que será mayor, cuanto más nos aproximemos al centro de la craneotomía y que al medir puntos de superficie cerebral intraoperatorios se constata una neta disminución de la precisión. Se han utilizado múltiples métodos para medir el desplazamiento cerebral durante la cirugía [23,59,65,127]. Reinges mide el desplazamiento cortical y subcortical tras la apertura de la duramadre, a mitad y al final de la cirugía [150]. Encuentra que el volumen tumoral es el único factor certero que influye en el desplazamiento cerebral intraoperatorio y una vez concluida la cirugía. El 58,5% del desplazamiento cerebral se puede clasificar correctamente en función del volumen tumoral, como la única variable discriminativa, tanto durante la disección del tumor como al final de la cirugía intradural. Esto significa que, aunque el volumen

tumoral parece ser el factor más importante que influye en el desplazamiento cerebral, su valor predictivo, en cambio, es bajo [150]. Kelly coloca una serie de bolas de acero inoxidable de 1 mm de diámetro a intervalos de 5 mm, a lo largo del campo quirúrgico, y obtiene RX de frente y perfil, y realiza los ajustes en función de las estructuras cerebrales relevantes [84]. Germano valora la precisión antes y después de cada procedimiento quirúrgico, comparando el error estimado por el ordenador en cada registro, con el error real estimado [43]. Hill mide el desplazamiento de la superficie cerebral antes de reseca la lesión, dos veces, con un intervalo de 1 hora, durante la cual realiza un mapeo cortical [65].

Dorward valora el impacto de la distorsión cerebral y encuentra un desplazamiento medio de 4,6 mm en el córtex cerebral tras la apertura dural y de 6,7 mm al finalizar la resección tumoral [23]. El desplazamiento en el margen tumoral profundo, en meningiomas de convexidad, es significativamente superior que en gliomas, mientras que en lesiones de base craneal el desplazamiento es mínimo. Ganslandt obtiene tras la resección tumoral un desplazamiento de 7 mm por debajo del nivel dural en el 60-70% de casos. El desplazamiento del margen tumoral profundo es superior a 3 mm en más del 70% de pacientes [23].

En la cirugía de la enfermedad de Parkinson al realizar sólo un

agujero de trépano, el desplazamiento cerebral es negligible [173].

2.3.5 Métodos para evitar/corregir el desplazamiento cerebral

Sólo la actualización de datos en tiempo real puede resolver el problema de los errores debidos al desplazamiento cerebral. Se han ideado múltiples métodos como la inserción de bolas metálicas en el tumor [84], US intraoperatorios [64,79,95,105,106,107,109,175,176] TC intraoperatorio [52,128,136,142,161], RM intraoperatoria [34,93,127,133,157,161,174].

Los US permiten realizar mediciones intraperatorias pero no dan resultados cuantitativos [95]. La imprecisión de los US aumenta con la profundidad y la dirección tangencial al objeto [161].

El TC no es inócuo, y es importante conocer el grado de irradiación de estos exámenes radiológicos [55,121,191]. Así pues, McLennan cuantifica una irradiación de 5,1 mGy en un TC cerebral estándar [121]. Los TC axiales cerebrales irradian menos debido al uso de la línea órbito-meatal.

La precisión intraoperatoria varia de 0,3 a 4 mm según diferentes publicaciones [38,77,112,199] y no es estable durante todo el procedimiento quirúrgico. Van Roost obtiene una precisión en superficie

craneal, al inicio de la cirugía, de $1,5 \pm 1,5$ mm y al final de $4,1 \pm 3,5$ mm [179]. A nivel de córtex cerebral la precisión inicial es de $1,0 \pm 1,1$ mm y al final del procedimiento quirúrgico de $10,2 \pm 2,7$ mm. Estudios recientes han demostrado que la precisión no sólo varía a lo largo del procedimiento quirúrgico sino que también en la zona de interés, de modo que la precisión es mejor en el centro y empeora hacia la periferia [26], en cambio, otros autores consideran que el desplazamiento es mayor en el centro de la craneotomía [65]

En nuestro estudio la precisión proporcionada por el ordenador y la precisión de navegación durante el procedimiento quirúrgico, fue congruente (diferencia menor a 1 mm) en el 83,60%, mientras que en el resto hubo desplazamientos mayores a 1 mm ya al inicio de la cirugía.

Actualmente, con los recursos a disposición, consideramos que únicamente los métodos de actualización de las imágenes en tiempo real (sobre todo US y RM) nos permiten una navegación verdadera, fiable y efectiva [64,106,107]. Debido al alto grado de irradiación no consideramos adecuado el TC como método intraoperatorio de actualización de las imágenes. Quizá, por la mayor familiaridad con las imágenes de RM, ésta sería, en nuestra opinión, la mejor opción. Desgraciadamente, los recursos económicos no siempre son paralelos a los avances tecnológicos y disponer de una RM intraoperatoria y las modificaciones para la adaptación del

instrumental y quirófano no están al alcance de la mayoría de centros [34,133]. Además, la RM intraoperatoria (habitualmente de 0,2 Teslas), comparada con los aparatos diagnósticos, tiene una calidad, secuencias y espectro inferiores [133]. En cambio, la adquisición de un neuronavegador está a la orden del día, y los centros que no disponen de él, se plantean su compra. La utilidad del neuronavegador es una realidad, pero es necesario conocer sus fundamentos y sus limitaciones para hacer un uso adecuado.

3. NEURONAVEGACION INTRAOPERATORIA

3.1 Planificación

La planificación es poco consumidora de tiempo (alrededor de 20-30 minutos) pero en cambio es de gran utilidad para el cirujano ya que proporciona un mejor conocimiento de la anatomía individual del paciente, la simulación virtual de la operación, la planificación de diferentes abordajes e, incluso, en función de los hallazgos determina, en ciertas ocasiones, un cambio en la estrategia de tratamiento. Recomendamos que la planificación sea realizada por el cirujano que va a efectuar la intervención.

En nuestro estudio la planificación sirvió para estudiar la anatomía y realizar la estrategia operatoria en el 98,63% de casos, e implicó un cambio en el tratamiento en el 42,46%. En el 39,72% permitió la disminución del tamaño de la craneotomía y en el 2,73% modificó el grado de resección tumoral previsto. Durante la planificación, la identificación de estructuras vasculares (arterias del polígono de Willis, arterias aferentes tumorales y senos venosos) y neurales (áreas cerebrales elocuentes como el córtex sensitivo-motor, tronco cerebral, nervio óptico y quiasma) nos permite conocer mejor las variantes anatómicas individuales lo cual se traduce en unos procedimientos quirúrgicos más seguros [137].

3.2 Tiempo de registro

El proceso de registro requiere que el ordenador (que contiene las representaciones tridimensionales del objeto que va a ser evaluado) nos de la localización precisa y la orientación del objeto, observando en la pantalla del ordenador la posición actual del puntero sobre el objeto. Durante el registro, a medida que tocamos con el puntero cada uno de los fiduciales, se generan unas coordenadas cartesianas de localización que definen una relación matemática entre los dos sistemas de coordenadas (imagen y

objeto), y utilizando un algoritmo de transformación tridimensional permite una rápida conversión entre ellos [6]. Así pues, cada fiducial se identifica automáticamente con el fiducial correspondiente en la imagen del ordenador [199]. La precisión de esta conversión se valora a través de la localización de los fiduciales restantes y comparando las coordenadas calculadas con las identificadas previamente. [6]. Se puede realizar una comprobación visual del registro tocando puntos anatómicos de la superficie de la cabeza del paciente, suficientemente separados, y confirmando sus localizaciones en la pantalla del ordenador [199].

En general, el registro en quirófano no prolonga la anestesia ni la cirugía y requiere una media de 12 minutos [13,25,27,135,144]. En nuestro estudio, el tiempo de registro total fue de 12,16 minutos, por lo tanto superponible al descrito en la literatura. Si lo desglosamos en función del método de registro utilizado, con los fiduciales adhesivos cutáneos el tiempo fue significativamente inferior que con el Z-touch (9,16 y 15,06 minutos, respectivamente).

Para el control del registro hicimos un test de referencias anatómicas y en ciertos casos, un pequeño agujero de trépano de 1 mm en la calota craneal para poder evaluar la estabilidad de la precisión durante el procedimiento quirúrgico. Como ya hemos citado previamente, en el 16,4% de casos el desplazamiento al inicio de la cirugía fue superior a 1 mm.

3.3 Incidencias intraoperatorias asociadas a la utilización del neuronavegador

Poco se ha hablado de los problemas técnicos asociados a la utilización del neuronavegador intraoperatoriamente pero, en cambio, es una realidad diaria en los centros que lo utilizan y son muy consumidores de tiempo. El afrontarnos a estas vicisitudes nos ha permitido hallar soluciones, unas mejores que otras, que pueden servir en la práctica diaria y agilizar el procedimiento. Durante el acto quirúrgico nos encontramos con diferentes incidencias técnicas, algunas de ellas sin relevancia, pero otras de mayor importancia que, en algunos casos nos obligaron a un cambio de estrategia para su prevención.

Habitualmente colocamos la estrella de referencia a la izquierda del cirujano pues esta localización permite su mejor reconocimiento por la cámara y produce menos interferencias con el resto del material y maniobras quirúrgicas. Tuvimos que colocarla a la derecha en el 6,56% de casos debido a la posición operatoria del paciente pero sin influir el lado del tumor. Hubo dificultades en el reconocimiento de la estrella en el 11,47% de casos lo cual obligó a cambiar su inclinación y a realizar un nuevo registro (siempre antes de comenzar el acto quirúrgico)

Una vez iniciada la cirugía los problemas más frecuentes fueron la

interposición de la estrella o de los retractores autoestáticos (Leyla, halo). Hubo un caso de movilización accidental de la estrella y otro de desplazamiento del cabezal de Mayfield. En ambos casos, al haberse realizado el registro con el escáner facial, y estar recubierta la cara con las tallas, se tuvo que abandonar la utilización del neuronavegador.

Nos parece oportuno remarcar que el navegador es un instrumento quirúrgico más, de guía y ayuda, pero no podemos confiar ciegamente en él. En nuestro estudio en el 2,73% de casos el desplazamiento intraoperatorio fue tan importante que invalidó la neuronavegación y en el 1,36% la craneotomía se localizó erróneamente.

Tuvimos problemas en la distribución del quirófano en el 19,67% de casos y se tuvo que cambiar la posición de la cámara en el 16,39%. Hemos identificado ciertas situaciones problemáticas, por ejemplo, los pacientes con tumores hemisféricos izquierdos que se operan con la cabeza rotada hacia la derecha y que utilizamos como método de registro el Z-touch, obliga a colocar la cámara a la derecha del paciente durante el registro, para permitir un buen reconocimiento facial, y después, durante la cirugía, la colocamos a la izquierda. Cuando se utilizan conjuntamente diferentes tecnologías (endoscopio, RX, neuronavegador) dentro del quirófano se crean situaciones de falta de espacio muy engorrosas de manera que, sólo su planificación preoperatorio evita los problemas intraoperatorios.

Se ha publicado un abandono de la utilización del neuronavegador de hasta un 44% por fallos en la técnica de registro o porque el registro no es creíble [18,44,50,144]. En nuestro estudio se dejó de utilizar en el 6,4% por diferentes motivos, siendo el 1,36% del total por fallos del registro.

4. INFLUENCIA DE LA NEURONAVEGACION EN LA RESECCION TUMORAL

La neuronavegación ayuda en la localización y definición de los volúmenes tumorales a reseca [44,179,186,193,92]. Es útil en la resección de lesiones subcorticales de un diámetro superior a 1,5 cm [45]. En lesiones más pequeñas y profundas, el error no es aceptable. Es útil en tumores hemisféricos, particularmente en región central, subcorticales o indistinguibles de la sustancia blanca normal [68,92,166,186]. La relativa inmovilidad de las estructuras de la base de cráneo hace especialmente útil la neuronavegación en estos procedimientos. Se ha descrito que disminuye la manipulación cerebral, con una reducción de la pérdida sanguínea y del tiempo quirúrgico y un incremento de la seguridad del cirujano [137]. Todo lo anterior se ha utilizado como argumento para preconizar que la

neuronavegación favorece la óptima localización de la incisión cutánea y craneotomía, pudiendo reducir el tamaño de la misma en la mayoría de casos [92,137,166,186]. Los argumentos a favor de la cirugía guiada por la imagen sostienen que su utilización permite una resección tumoral más amplia, pero menos invasiva que con los procedimientos habituales, lo cual comporta una recuperación más rápida del paciente y su incorporación precoz a la actividad laboral. La efectividad del procedimiento finalmente es la misma pero el confort del paciente permite una evolución más rápida [90].

Es de conocimiento común que en los tumores gliales de alto grado la resección completa (definida por la radiología postoperatoria) prolonga la supervivencia, aunque no cura al paciente. De todos modos, el objetivo, siempre que sea posible, es la exéresis total. Las recurrencias de estos tumores ocurren en el margen de resección tras una extirpación "completa" aproximadamente a los 6-8 meses [88]. Se ha visto que en este tipo de tumores hay dos tipos de componentes celulares: tejido tumoral, en el que las células están estrechamente empaquetadas entre ellas y células tumorales aisladas, que se pueden encontrar en zonas lejanas a las descritas como anormales en los exámenes radiológicos [88]. En los gliomas de bajo grado, las células tumorales corresponden a zonas hipodensas en el TC, excepto los pilocíticos, que captan contraste homogéneamente y el tumor está circunscrito histológicamente. En cambio, en los gliomas de alto

grado, el volumen tumoral definido por la captación de contraste representa únicamente el 10-15% del volumen lesional global (volumen de masa captante e hipodensidad circundante) [88].

Cerca del 80% de las recurrencias tumorales se producen en los remanentes de captación. Para la valoración de la existencia de restos tumorales en gliomas de alto grado (con captación de contraste) la RM es extremadamente útil y se debe realizar entre el primer y tercer día postoperatorio [3,17,71]. Se ha visto que la RM postoperatoria proporciona una detección de tumor residual hasta tres veces superior a la estimación intraoperatoria del cirujano [3]. Las variables más significativas en cuanto a la supervivencia son: tumor residual, edad y radioterapia [3]. Los pacientes con tumor residual tienen un riesgo de muerte 6,595 veces superior en comparación con los pacientes sin tumor residual [3]. Además, el tumor, tras la resección completa, es más sensible a la radioterapia. Los pacientes sometidos a radioterapia tienen un riesgo de muerte 0,258 veces inferior que los pacientes no tratados con radioterapia [21,156,163]. El mal pronóstico de los pacientes con gliomas de alto grado está determinado por la alta tasa de recidivas locales transcurrido un año de la operación.

La neuronavegación en la cirugía tumoral se considera útil, sobre todo, con el objetivo de obtener una exéresis completa, y más segura [92]. Un estudio interesante es el realizado por Wagner, que compara la resección

planeada con la resección real, valorada en los estudios radiológicos postoperatorios [186]. Obtiene el objetivo quirúrgico planeado en el 90,3% de casos. Van Roost, de 108 casos en que programó una exéresis completa, en todos fue confirmada en la RM efectuada a las 48 horas [179]. Germano, realiza un estudio similar y encuentra que la estimación de la resección tumoral intraoperatoria y la real coincide en un tercio de casos cuando no se utiliza el neuronavegador, en cambio, con su utilización coincide en un 97% [43]. Lo anterior se ha atribuido a la sensibilización frente al desplazamiento tumoral y a la utilización de técnicas que lo disminuyen. Así pues, mientras que ciertos autores consideran que la extensión de la resección tumoral está influida por la navegación [186], otros como Spetzger considera que los neuronavegadores, en cambio, no son apropiados para controlar el grado de exéresis tumoral [166].

En nuestro estudio hemos evaluado la correlación entre los volúmenes tumorales calculados por el neuronavegador y los calculados manualmente por nosotros, aplicando la fórmula de la elipse, a fin de ver el grado de fiabilidad de estas mediciones en función de las características del examen radiológico. Existe un altísimo grado de correlación entre ambos volúmenes, de modo que se consideran superponibles e incluso se puede establecer una fórmula matemática de transformación entre ellos.

Realizamos una resección tumoral completa, constatada por los exámenes radiológicos postoperatorios en el 75%. Cuando se analizamos el grupo estudio la resección real no coincidió con la planificada en el 18,75% de pacientes, mientras que en el grupo control no coincide en el 10,71%. Tanto en el grupo estudio como en el grupo control se encontró una gran correlación entre la resección planificada y la real, aunque sin llegar al 97% citado en ciertos estudios [43].

En términos de diagnóstico anátomo patológico se ha dicho que con el neuronavegador se incrementa la obtención de un diagnóstico, sobre todo en biopsias, respecto a los métodos tradicionales [45,138]. Haberland lo obtiene en el 91,4% de pacientes [55]. No encuentra diferencias en la sensibilidad diagnóstica entre el TC convencional y el intraoperatorio, pero considera que el TC intraoperatorio acelera el flujo de trabajo con una disminución del tiempo operatorio total. En nuestro estudio, utilizando la RM como método de adquisición de las imágenes, se obtiene el diagnóstico anátomo patológico en el 98,24% de pacientes del grupo estudio y en el 100% del grupo control, no hallando diferencias estadísticamente significativas.

Se ha hablado mucho de la prolongación de los tiempos quirúrgicos a consecuencia de la utilización de navegador. En nuestro estudio el tiempo quirúrgico total en el grupo estudio fue de 2 horas 30 minutos y en el

control de 2 horas 39 minutos no hallando diferencias significativas entre ambos.

Respecto a la guía de la craneotomía, en nuestro estudio se guió con el neuronavegador en el 83,92% de casos y, sorprendentemente, se localizó erróneamente en el 1,36%.

Consideramos que la navegación es especialmente útil en tumores profundos, con poco edema y poco desplazamiento. También en reintervenciones de tumores hipofisarios, con distorsión de la anatomía y donde la superposición de datos de TC y RM, y la inmovilidad de estructuras hace especialmente precisa la navegación. También es útil en tumores de la base, donde las estructuras vasculares y nerviosas están firmemente ancladas al hueso y las referencias anatómicas permanecen inmóviles. Combinada con la endoscopia en la cirugía intraventricular, la neuronavegación es de gran ayuda en caso de malformaciones anatómicas, bien congénitas o adquiridas tras procesos infecciosos o postoperatorios, y en casos de falta de transparencia del medio líquido. Finalmente, en la cirugía de la enfermedad de Parkinson, al ser las dianas estructuras profundas con un desplazamiento mucho menor que en superficie, lo consideramos un método adecuado para el cálculo de las coordenadas de la diana anatómica pero, en cambio, consideramos absolutamente necesario complementarlo con el microrregistro para confirmar la diana funcional. En

tumores con gran edema perilesional y gran desplazamiento la neuronavegación pierde su fiabilidad una vez hemos abierto la duramadre. En tumores en áreas funcionales, es útil para la localización y planificación, pero no supe en ningún caso la estimulación electrofisiológica intraoperatoria. En el resto de casos, sólo la actualización intraoperatoria de los datos en tiempo real permite hacer fiable y precisa la neuronavegación

5. UTILIDAD DE LA NEURONAVEGACION

5.1 Utilidad objetiva

Uno de los objetivos de la neurocirugía moderna es el mapeo no invasivo y preoperatorio del córtex funcional y estructural. La integración de modalidades de imagen funcionales, en particular la magnetoencefalografía (MEG), fRM y PET con la neuronavegación permite la cirugía en vecindad de áreas elocuentes con una morbilidad mínima [40,41,74,94,131]. Reinges realiza un estudio muy interesante de localización del surco central para demostrar la precisión y aplicaciones de la neuronavegación [149]. Kober superpone imágenes de fRM y MEG y a su

vez las superpone a la representación de la superficie craneal y de este modo obtiene un co-registro [94].

En cirugía de la epilepsia, los navegadores permiten la determinación del abordaje y extensión de la callosotomía [44,179,193] ya que da una información anatómica triplanar durante todo el procedimiento, y permite realizar una cirugía selectiva e individualizada con el fin de minimizar los déficits neuropsicológicos manteniendo la tasa de reducción de las crisis [135].

En la cirugía hipofisaria el navegador es una herramienta útil para confirmar la trayectoria de la silla turca y localizar la línea media anatómica y estructuras vasculares y nerviosas a su alrededor [27,73,166]. Hay autores que dada la disposición de datos tridimensionales que permiten correcciones y ajustes han abandonado incluso el uso de los RX durante este tipo de cirugía, evitando así el personal suplementario y la exposición a la radiación [27,118].

Los marcos estereotáxicos son muy útiles en la localización de estructuras cerebrales pero, en cambio, la fijación al cráneo requiere un tiempo adicional, causa un cierto discomfort al paciente, lo expone a complicaciones, y el mismo marco limita el número de abordajes y el acceso y exposición del campo quirúrgico, especialmente en fosa posterior y base de cráneo [12,148,162,199]. En cambio, con los neuronavegadores no existe

la limitación a una trayectoria única, lo cual facilita la resección, es un procedimiento confortable para el paciente, nos da una información anatómica triplanar y tridimensional durante todo el procedimiento, y permite la proyección en superficie y profundidad de los abordajes y contornos de estructuras cerebrales profundas, y la orientación en profundidad [44,166]. Se ha publicado, también, que la utilización del neuronavegador facilita las punciones y biopsias percutáneas [43,44,45,138,166] y que en la cirugía del raquis facilita la instrumentación y la colocación de los tornillos [5,20,146,166].

Uno de los aspectos más reivindicados en la cirugía guiada por la imagen es la mejoría de la evolución de los pacientes respecto a la cirugía convencional, bajo el punto de vista de disminución de los déficits postoperatorios, disminución de complicaciones y reducción de la estancia hospitalaria [10,28,43,44,50,70,93,135,162,182,183,193]. Wagner obtiene una buena evolución funcional a largo plazo [186]. En el postoperatorio inmediato, el 70,8% de sus pacientes no presentaron cambios neurológicos, el 8,8% mejoraron de sus déficits preoperatorios y el 20,4% empeoraron o presentaron un nuevo déficit neurológico. Considera que puede prevenir los déficits neurológicos adicionales hasta en el 29,2% de cirugías sobre áreas elocuentes [186]. Haberland obtiene una mejoría del KPS postoperatorio a

las 6 semanas del 86% frente al 80%, preoperatorio, con una mortalidad del 0% [55].

En nuestro estudio con la utilización del neuronavegador no hubo lesión de estructuras importantes adyacentes al tumor en ningún caso, en el 1,61% se lesionó una estructura invadida por el tumor, y en el 25% se lesionó un área cortical elocuente marcada en la planificación provocando secuelas derivadas de esta lesión (una anomia y una focalidad motora).

Respecto a la sintomatología postoperatoria el 33,87% de pacientes del grupo estudio no presentaron cambios, el 46,77% mejoraron y el 19,35% empeoraron o presentaron un nuevo déficit. En el grupo control el 40,32% de pacientes no tuvo cambios postoperatorios, el 50% mejoró y el 9,67% empeoró, no hallando diferencias significativas entre los dos grupos. Si agrupamos los pacientes estables y los que mejoran en el postoperatorio los resultados son superponibles a los de Wagner.

Respecto al KPS, encontramos que los pacientes del grupo control tuvieron un KPS de entrada peor que el grupo estudio, mientras que el KPS de salida fue superponible en los dos grupos. Hallamos una diferencia significativa entre el KPS de entrada y salida del grupo control mientras que en el grupo estudio esto no existe, luego los pacientes del grupo control entraron al hospital en peores condiciones pero salieron en el mismo estado

que grupo estudio, lo cual puede explicar la mayor estancia hospitalaria del grupo control.

No se han descrito complicaciones infecciosas asociadas a la utilización del adaptador al Mayfield o de los marcadores cutáneos [50]. En nuestro estudio tampoco hubo complicaciones infecciosas directamente atribuibles al sistema de neuronavegación. En el grupo estudio hubo un 4,10% de infecciones (2 meningitis y 1 fiebre sin foco) y en el grupo control un 5,55% (2 meningitis, 1 absceso cerebral y una infección de herida quirúrgica), no hallándose diferencias estadísticamente significativas.

Se ha publicado que la utilización del neuronavegador comporta una disminución de las complicaciones postoperatorias graves (permanentes o que requieren un procedimiento quirúrgico suplementario) mientras que la tasa de complicaciones menores se mantiene [137]. Los pacientes de nuestro grupo estudio tuvieron un 21,91% de complicaciones (leves y graves), mientras que el grupo control un 22,22%, sin diferencias significativas entre ellos.

No hubo diferencias significativas en la mortalidad entre grupo estudio y control (4,10% y 2,77% respectivamente). Todos los pacientes que fallecieron fue por complicaciones postoperatorias (en el grupo estudio un paro cardio-respiratorio y dos casos de hemorragias masivas, y en grupo

control 2 casos de hemorragias masivas). De aquí podemos deducir que las complicaciones graves son superponibles en ambos grupos.

Se ha descrito una reducción de la estancia media en los pacientes en los que se utilizó el neuronavegador durante la cirugía, y ésto se atribuye a una menor invasividad de los procedimientos que conlleva una disminución de la morbilidad postoperatoria y una recuperación más rápida [43,137]. Germano obtiene una reducción de la estancia hospitalaria de $10,8 \pm 3$ días a $7,5 \pm 1$ días [43]. Paleologos obtiene una disminución del tiempo quirúrgico total (el anestésico es superponible para ambos grupos de pacientes, cirugía estándar y guiada por ordenador), de la estancia en cuidados intensivos (1,7 días en cirugía convencional y 1 día en cirugía guiada por la imagen) y también en la estancia hospitalaria media (13,5 y 8,5 días respectivamente) [43,63,137,166].

En nuestro estudio la estancia hospitalaria media del grupo estudio fue de 11,27 días y en el grupo control de 13,52 días, siendo esta diferencia significativa.

Se ha publicado que la disminución de las complicaciones al utilizar el neuronavegador conduce a una reducción del gasto hospitalario medio (excluyendo los gastos de compra del aparato) de hasta el 20% [63,137]. En cambio otros estudios atribuyen un coste adicional para el paciente, cuando se utiliza el navegador, de hasta 318.00\$ [63].

5.2 Utilidad subjetiva

En nuestro estudio se interrogó a los cirujanos al salir de quirófano la utilidad particular de la neuronavegación en la cirugía que había efectuado. Por orden de frecuencia decreciente la consideraron útil para localizar el tumor, orientación intraoperatoria, centraje y disminución del tamaño de la craneotomía y la determinación de los límites de exéresis tumoral. Una vez finalizado el estudio, se les distribuyó un nuevo cuestionario. El 63,63% la consideró útil y el 36,36% ventajosa, pero ninguno la consideró indispensable, ni tampoco inconveniente o impedimento. Cuando se les preguntó específicamente sobre la utilidad o desventajas de la utilización del neuronavegador, el 100% la consideró útil en la planificación de la craneotomía, el 81,81% en la prevención de complicaciones (que hemos visto que en nuestro estudio no fue así) y conocimiento de la anatomía individual y el 72,72% en la localización intraoperatoria de la lesión. En cambio, el 63,63% no la consideró útil en la definición de los límites tumorales o en la determinación de la extensión de la lesión, y el 72,72% no la utilizó de manera interactiva.

6. APLICACIONES DE LA NEURONAVEGACION EN CIRUGIAS ESPECIFICAS

6.1 Cirugía de la enfermedad de Parkinson

Los sistemas de neuronavegación tienen una utilidad limitada en la cirugía de la enfermedad de Parkinson. Se considera adecuada sobre dianas subcorticales cuando se tienen que realizar correcciones de la posición en el eje Y, y permite la presentación de la trayectoria planificada en imágenes triplanares de modo que nos es posible identificar si estructuras como la cápsula interna o núcleo rojo se interponen en nuestro camino [173]. Sin embargo, actualmente no puede sustituir la determinación electrofisiológica de la diana.

El desplazamiento cerebral, que es de gran importancia en los procedimientos de cirugía abierta, es casi negligible en los procedimientos estereotáxicos. En nuestro estudio, el desplazamiento de la diana definitiva respecto a la calculada fue sobre todo en sentido medial y posterior en los dos lados. En el lado izquierdo la diana planeada coincidió con la definitiva en el 36,36% mientras que en el derecho fue en el 9,09%. Estas diferencias las atribuimos a que normalmente se inició la cirugía en el lado

izquierdo

6.2 Endoscopia ventricular

La neuronavegación es especialmente útil para canular ventrículos pequeños, en presencia de quistes de paredes gruesas u opacas y por LCR sanguinoliento o turbio [68,186]. En nuestro estudio el 100% fueron ventrículos grandes. A remarcar que fue especialmente útil en un paciente con distorsión de la anatomía normal al haber sido sometido a repetidos procedimientos de derivación. Contrariamente a lo esperado, encontramos que tras la ventriculostomía hay un incremento del volumen ventricular aunque no significativo. En cambio, como podríamos esperar, el volumen y el área de la lámina premamilar aumenta en el postoperatorio. Estos resultados, al estar basados en un número muy reducido de pacientes no son concluyentes.

CONCLUSIONES

1. No influyen en la precisión de aplicación de la neuronavegación al inicio de la cirugía el tiempo transcurrido desde el examen radiológico y la cirugía, el grosor del corte (< 3 mm) de la exploración radiológica, ni el número de fiduciales adhesivos cutáneos cuando utilizamos más de 4. El registro con el escáner facial (Z-touch) es consumidor de tiempo y tiende a proporcionar una peor precisión que los fiduciales adhesivos cutáneos.
2. No hay diferencia en el grado de resección tumoral entre la cirugía guiada por neuronavegador y la cirugía convencional
3. La neuronavegación no prolonga el tiempo quirúrgico y disminuye la estancia hospitalaria. En cambio, no hay diferencia en la sintomatología postoperatoria, complicaciones, infecciones y mortalidad entre los pacientes operados con neuronavegador y los operados por cirugía convencional.
4. La neuronavegación es útil o ventajosa, pero no imprescindible en el momento actual. Su utilidad es en términos de conocimiento de la anatomía individual y planificación de la estrategia quirúrgica, reducción y centraje de la craneotomía. Debido al desplazamiento

CONCLUSIONES

cerebral una vez realizada la craneotomía, la neuronavegación continúa siendo útil durante la cirugía en tumores con poco edema y poco desplazamiento, en tumores de base de cráneo y en reintervenciones de cirugía hipofisaria. En el resto de casos, sólo la actualización de datos en tiempo real, a través de la RM o US intraoperatorios puede hacer fiable la neuronavegación a lo largo de todo el procedimiento quirúrgico

REFERENCIAS

BIBLIOGRAFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Adams L, Krybus W, Meyer-Ebrecht D, Rügger R, Gilsbach J, Mösges R, Schlöndorff G. Computer assisted surgery. *Comp Graph Appl*, 10: 43-50, 1990
2. Adler JR. Image-based frameless stereotactic radiosurgery. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 81-89
3. Albert FK, Forsting M, Sartor K, Adams HP, Kunze S. Early postoperative magnetic resonance imaging after resection of malignant glioma: Objective evaluation of residual tumor and its influence on regrowth and prognosis. *Neurosurgery*, 32: 45-61; 1994
4. Alexander III E, Maciunas RJ. *Advanced neurosurgical navigation*. New York, Stuttgart: Thieme Medical Publishers, Inc, 1999
5. Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H. Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw fixation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine*, 25: 606-614; 2000
6. Barnett GH, Kormos DW, Steiner CP, Weisenberger J. Intraoperative localization using an armless frameless stereotactic wand. *J Neurosurg*, 78: 510-514; 1993
7. Barnett GH, Kormos DW, Steiner CP, Weisenberger J. Use of a frameless, armless stereotactic wand for brain tumor localization with two-dimensional and three-dimensional neuroimaging. *Neurosurgery*, 33: 674-678; 1993
8. Bednarz G, Downes B, Corn BW, Curran WJ, Goldman HW. Evaluation of the spatial accuracy of magnetic resonance imaging-based stereotactic target localization for gamma knife radiosurgery of functional disorders. *Neurosurgery*, 45: 1156-1163; 1999
9. Bohm C, Greitz T, Seitz R, Eriksson L. Specification and selection of regions of interest (ROIs) in a computerized brain atlas. *J Cereb Blood Flow Metab*, 11: A64-A68; 1991
10. Braun V, Dempf S, Tomezak R, Wunderlich A, Weller R, Richter HP. Multimodal cranial neuronavigation: direct integration of functional magnetic resonance imaging

- and positron emission tomography data: technical note. *Neurosurgery*, 48: 1178-1182; 2001
11. Braun V, Dempf S, Weller R, Reske SN, Schachenmayr W, Richter HP. Cranial neuronavigation with direct integration of (11) C methionine positron emission tomography (PET) data-Results of a pilot study in 32 surgical cases. *Acta Neurochir (Wien)* 144: 777-782 (discuss 782); 2002
 12. Brinker T, Arango G, Kaminsky J, Samii A, Thorns U, Vorkapic P, Samii M. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochirurgica* 140: 883-889, 1998
 13. Brommelard T, Klaster R, Ingebrighsen T. A four-year experience with a stereotactic computer in a small neurosurgical department. *Surg Neurol*, 57: 190-194; 2002
 14. Brown RA, Roberts TS, Osborn AG. Stereotaxic frame and computer software for CT- directed neurosurgical localization. *Invest Radiol* 15:308-312,1980
 15. Bucholz RD, Smith KR. A comparison of sonic digitizers versus light emitting diode-based localization. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 179-200
 16. Bucholz R, Sturm C, Henderson J. Detection of brain shift with an image guided ultrasound device. *Acta Neurochir (Wien)* 138: 627; 1996
 17. Cairncross JG, Pexman JHW, Rathbone MP, DelMaestro RF. Postoperative contrast enhancement in patients with brain tumor. *Ann Neurol*, 17: 570-572; 1985
 18. Castilla JM, Martín V, Fernández-Arconada O, Delgado P, Rodríguez-Salazar A. Primeros pasos en neuronavegación. *Neurocirugía*, 14: 398-408; 2003
 19. Chalif DJ, Dufresne CR, Ransohoff J, McCarthy JA. Three-dimensional computed tomographic reconstruction of intracranial meningiomas. *Neurosurgery*, 23: 570-575; 1988
 20. Chen HJ. Clinical experiences in neuronavigation. *Stereotact Funct Neurosurg*, 76: 145-147; 2001
 21. Ciric I, Vick NA, Mikhael MA, Cozzens J, Eller T, Walsh A. Agressive surgery for malignant supratentorial gliomas. *Clin Neurosurg*, 36: 375-383; 1990
 22. De Almeida A, Wheatley BM, Olivier A. Advanced surgical approach for selective amygdalohippocampectomy through neuronavigation. (Letter). *Neurosurgery*, 48: 456-457; 2001

23. Dorward NL, Alberti O, Velani B, Gerritsen FA, Harkness WFJ, Kitchen ND, Thomas DGT. Postimaging brain distortion: magnitude, correlates, and impact on neuronavigation. *J. Neurosurg* 88: 656-662, 1998
24. Dorward NL, Alberti O, Zhao J, Dijkstra A, Buurman J, Palmer JD, Hawkes D, Thomas DG. Interactive image-guided neuroendoscopy: development and early clinical experience. *Min Invasiv Neurosurg*, 41: 31-34; 1998
25. Dorward NL, Alberti O, Palmer JD, Kitchen ND, Thomas DG. Accuracy of true frameless stereotaxy: in vivo measurements and laboratory phantom studies. *J Neurosurg* 90: 160-168; 1999
26. Drake JM, Rutka JT, Hoffman HJ. ISG viewing wand system. *Neurosurgery*, 34: 1094-1097; 1994
27. Elias WJ, Chaddock JB, Alden TD, Laws ER Jr. Frameless stereotaxy for transphenoidal surgery. *Neurosurgery*, 45: 271-277; 1999
28. Eisenmann U, Dickhaus H, Metzner R, Wirtz CR. A computer system for planning and carrying out neurosurgical interventions. *Biomed Tech (Berl)*, 47 (Suppl 1, Pt 1): 49-52; 2002
29. Especificaciones casa BrainLab
30. Evans AC, Beil C, Marrett S, Thompson CJ, Hakim A. Anatomical-functional correlation using an adjustable MRI-based region of interest atlas with positron emission tomography. *J Cereb Blood Flow Metab*, 8:513-530; 1988
31. Evans AC, Marrett S, Torrescorzo J, Ku S, Collins L. MRI-PET correlation in three dimensions using a volume-of-interest (VOI) atlas. *J Cereb Blood Flow Metab*, 11: A69-78; 1991
32. Evans AC, Peters TM, Collins DL, Eng M, Neelin P, Gabe C. Image registration based on discrete anatomic structures. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 63-80
33. Feiden W, Steude U, Bise K, Gundisch O. Accuracy of stereotactic brain tumor biopsy: comparison of the histologic findings in biopsy cylinders and resecter tumor tissue. *Neurosurg Rev*, 14: 51-56; 1991
34. Fenchel S, Boll DT, Lewin JS. Intraoperative MR imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am*, 11: 431-447; 2003
35. Fitzpatrick JM. The existence of geometrical density-image transformations corresponding to object motion. *Comput Vision Graphics Image Processing*, 44: 155-174; 1988
36. Friston KJ, Passingham RE, Nutt JG, Heather JD, Sawle GV, Frackowiak RS. Localization in PET images: direct fitting of the intercommissural (AC-PC) line.

- J Cereb Blood Flow Metab, 9: 690-695; 1989
37. Galloway RL, Maciunas RJ, Edwards II CA. Interactive image-guided neurosurgery. IEEE Transact Biomed Engin; 39: 1226-1231; 1992
 38. Galloway RL. Stereotactic frame systems and intraoperative localization devices. En Maciunas RJ (ed): Interactive Image-Guided Neurosurgery. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 9-16
 39. Galloway RL, Maciunas RJ. An articulated localizing arm for neurosurgical use. En Maciunas RJ (ed): Interactive Image-guided Neurosurgery. Park Ridge. American association of neurological surgeons, 1993, pp 159-168
 40. Ganslandt O, Falhbusch R, Nimsky C, Kober H, Moller M, Steinmeier R, Romstock J, Vieth J. Functional neuronavigation with magnetoencephalography: outcome in 50 patients with lesions around the motor cortex. J Neurosurg, 91: 73-79; 1999
 41. Ganslandt O, Behari S, Gralla J, Fahlbusch R, Nimsky C. Neuronavigation: Concept, techniques and applications. Neurol India, 50; 244-255; 2002
 42. Germano IM, Queenan JV. Clinical experience with intracranial brain needle biopsy using frameless surgical navigation. Comput Aided Surg, 3:33-39; 1998
 43. Germano IM, Villalobos H, Silvers A, Post KD. Clinical use of the optical digitizer for intracranial neuronavigation. Neurosurgery, 45: 261-270; 1999
 44. Golfinos JG, Fitzpatrick BC, Smith LR, Spetzler RF. Clinical use of a frameless stereotactic arm: results of 325 cases. J. Neurosurg, 83: 197-205; 1995
 45. Gralla J, Nimsky C, Buchfelder M, Fahlbusch R, Ganslandt O. Frameless stereotactic brain biopsy procedures using the Stealth Station: indications, accuracy and results. Zentralbl Neurochir, 64; 166-170; 2003
 46. Greitz T, Bohm C, Holte S, Eriksson L. A computerized brain atlas: construction, anatomical content, and some applications. J Comput Assist Tomogr, 15: 26-38; 1991
 47. Gronningsaeter A, Kleven A, Ommedal S, Aarseth TE, Lie T, Lindseth F, Lango T, Unsgard G. SonoWand, an ultrasound-based neuronavigation system. Neurosurgery, 47: 1373-1380; 2000
 48. Grunert P, Muller-Forell W, Darabi K, Reisch R, Busert C, Hopf N, Perneczky A. Basic principles and clinical applications of neuronavigation and intraoperative computed tomography. Comput Aided Surg, 3:166-173; 1998

49. Grunert P, Darabi K, Espinosa J, Filippi R. Computer-aided navigation in neurosurgery. *Neurosurg Rev*, 26: 73-99 (discussion 100-101); 2003
50. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB. First experience with the BrainLab VectorVision neuronavigation system. En Hellwig D, Bauer BL (eds). *Minimally invasive techniques for neurosurgery*. Springer. 1998, pp 207-213
51. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB. BrainLab VectorVision neuronavigation system: technologie and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery*, 44: 97-105; 1999
52. Gumprecht H, Lumenta CB. Intraoperative imaging using a mobile computed tomography scanner. *Minim Invasive Neurosurg*, 46: 317-322; 2003
53. Guthrie BL, Adler JR. Computed-assisted preoperative planning, interactive surgery, and frameless stereotaxy. *Clin Neurosurg*, 38: 112-131; 1992
54. Guthrie BL. The medical videoscope. *Neurosurgery into the 21th century*. *Microsurgery*, 15: 547-554; 1995
55. Haberland N, Ebmeier K, Hlises R, Grunewald JP, Silberman J, Steenbeck J, Nowak H, Kalff R. Neuronavigation in surgery of intracranial and spinal tumors. *J Cancer Res Clin Oncol*, 126: 529-541; 2000
56. Handler MH, Abbott R, Lee M. A near-fatal complication of endoscopic third ventriculostomy: case report. *Neurosurgery*, 35: 525-527; 1994
57. Hardy J. Neuronavigation in pituitary surgery (reader's comment). *Surg Neurol*, 52: 648-649; 1999
58. Hata N, Dohi T, Iseki H, Takakura K. Development of a frameless and armless stereotactic neuronavigation system with ultrasonographic registration. *Neurosurgery*, 41: 608-614; 1997
59. Hata N, Nabavi A, Wells III WM, Warfield SK, Kikinis R, Black PM, Jolesz FA. Three-dimensional optical flow method for measurement of volumetric brain deformation from intraoperative MR images. Technical note. *J Comput Assist Tomogr*, 24: 531-538; 2000
60. Hayashi N, Endo S, Ikeda H, Takaku A. Neuronavigation using an articulated arm with bayonet probe on a computer graphic composite of magnetic resonance and computerized tomography images. *Minim Invas Neurosurg* 41: 144-148; 1998
61. Heilbrun MP, Koelher S, McDonald P, Peters W, Sieminov V, Wiker C. Implementation of a Machine Vision Method for stereotactic localization and guidance. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided*

- Neurosurgery. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 169-177
62. Helmstaedter C, Elger CE, Hufnagel A; Zentner J, Schramm J. Quantitative and qualitative effects of left two-third anterior temporal lobectomy, selective amygdalohippocampectomy, and temporal cortical lesionectomy on verbal learning, memory, and recognition. *J Epilepsy*, 9: 39-45; 1996
 63. Henderson JM, Eichholz KM, Bucholz RD. Decreased length of stay and hospital costs in patients undergoing image-guided craniotomies. *J Neurosurg*, 86: 367 A; 1997 (Abstract)
 64. Hernes TA, Ommedal S, Lie T, Lindseth F, Lango T, Unsgaard G. Stereoscopic navigation-controlled display of preoperative MRI and intraoperative 3D ultrasound in planning and guidance of neurosurgery: new technology for minimally invasive image-guided surgery approaches. *Minim Invasive Neurosurg*, 46: 129-137; 2003
 65. Hill DLG, Maurer CR, Maciunas RJ, Barwise JA, Fitzpatrick JM, Wang MY. Measurement of intraoperative brain surface deformation under craniotomy. *Neurosurgery*, 43: 514-528; 1998
 66. Hirabayashi H, Chitoku S, Hoshida T, sakaki T. Accuracy and availability of the computed assisted neurosurgery navigation system during epilepsy surgery. *Stereotact Funct Neurosurg*, 72: 117-124; 1999
 67. Holtzheimer PE, Roberts DW, Darcey TM. Magnetic resonance imaging versus computed tomography for target localization in functional stereotactic neurosurgery. *Neurosurgery*, 45: 290-298; 1999
 68. Hopf NJ, Grunert P, Darabi K, Busert C, Bettag M. Frameless neuronavigation applied to endoscopic neurosurgery. *Minim Invas Neurosurg*, 42: 187-193; 1999
 69. Horsley V, Clarke RH. The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. *Brain*, 31:45-124, 1908
 70. Jannin P, Morandi X, Fleig OJ, Le Rumeur E, Toulouse P, Gibaud B, Scarabin JM. Integration of sulcal and functional information for multimodal navigation. *J Neurosurg*, 96: 713-723; 2002
 71. Jeffries BF, Kishore PRS, Singh KS, Ghatak NR, Krempa J. Contrast enhancement in postoperative brain. *Radiology*, 139: 409-413 ; 1981
 72. Jödicke A, Deinsberger W, Erbe H, Kriete A, Böker DK. Intraoperative three-dimensional ultrasonography: An approach to register brain shift usion multidimensional image processing. *Minim Invas Neurosurg*, 41: 13-19; 1998

73. Kajiwara K, Nishizaki T, Ohmoto Y, Nomura S, Suzuki M. Image-guided transsphenoidal surgery for pituitary lesions using Mehrkoordinaten Manipulator (MKM) navigation system. *Minin Invasive Neurosurg*, 46: 78-81; 2003
74. Kamada K, Takeuchi F, Kuriki S, Oshiro O, Houkin K, Abe H. Functional neurosurgical stimulation with brain surface magnetic resonance imaging and magnetoencephalography. *Neurosurgery*, 33: 269-273; 1993
75. Kaminsky J, Brinker T, Samii A, Arango G, Vorkapic P, Samii M. Technical considerations regarding accuracy of the MKM navigation system- an experimental study of impact factors. *Neurol Res*, 21: 420-424; 1999
76. Kapur JN, Sahoo PK, Wong AKC. A new method for gray-level picture thresholding using the entropy of the histogram. *Comput Vision Graphics Image Processing*, 29: 273-285; 1985
77. Kato A, Yoshimine T, Hayakawa T, Tomita Y, Ikeda T, Mitomo M, Harada K, Mogami H. A frameless, armless navigational system for computer-assisted neurosurgery. *J Neurosurg*, 74: 845-849; 1991
78. Kaus M, Steinmeier R, Sporer T, Ganslandt O, Fahlbusch R. Technical accuracy of neuronavigation system measured with a high-precision mechanical micromanipulator. *Neurosurgery*, 41: 1431-1437; 1997
79. Keles GE, Lamborn KR, Berger MS. Coregistration accuracy and detection of brain shift using intraoperative sononavigation during resection of hemispheric tumors. *Neurosurgery*, 53: 556-62 (discussion 562-564); 2003
80. Kelly PJ, Alker GJ Jr, Goerss S. Computed-assisted stereotactic microsurgery for the treatment of intracranial neoplasms. *Neurosurgery*, 10: 324-331, 1982
81. Kelly PJ. Computed assisted stereotaxis: A new approach for the management of intra-axial tumors. *Neurology*, 36: 535-541; 1986
82. Kelly PJ. Volumetric stereotactic surgical resection in intra-axial mass lesions. *Mayo Clin Proc*, 63: 1186-1198; 1988
83. Kelly PJ. Volumetric stereotaxis and computer assisted stereotactic resection of subcortical lesions. En Lunsford LD (ed): *Modern stereotactic neurosurgery*. Boston, Martinus Nijhoff, 1988, pp 169-184
84. Kelly PJ, Kall BA, Goerss SJ. Results of computed tomography-based computer-assisted stereotactic resection of metastatic intracranial tumors. *Neurosurgery*, 22: 7-17; 1988

85. Kelly PJ. Stereotactic imaging, surgical planning and computer assisted volumetric resection of intracranial lesions: Methods and results. *Adv Tech Stand Neurosurg*, 17: 77-118; 1990
86. Kelly PJ. *Tumor stereotaxis*. Philadelphia, Pa. WB Saunders, 1991
87. Kelly PJ. Computer assisted volumetric stereotactic resection of superficial and deep seated intra-axial brain mass lesions. *Acta Neurochir (Wien)*, 52: 26-29; 1991
88. Kelly PJ. Stereotactic resection and its limitations in glial neoplasm. *Stereotact Funct Neurosurg*, 59: 84-91; 1992
89. Kelly PJ. Stereotactic excision of brain tumors. En Thomas DGT (ed): *Stereotactic and image directed surgery of brain tumors*, Edimburgh. Churchill Livingstone, 1993, pp 89-109
90. Kelly P. Neuronavigation and surgical neurology: the beginning of a new age or the end of an old age?. *Surg Neurol*, 52: 9-11; 1999
91. Kittler J, Illingworth J, Föglein J. Threshold selection based on a simple image statistic. *Comput Vision Graphics Image Processing*, 30: 125-147; 1985
92. Kleinpeter G, Lothaler C. Frameless neuronavigation using the IGS-system in practice: from craniotomy to delineation of lesion. *Minim Invasive Neurosurg*, 46: 257-264; 2003
93. Knauth M, Wirthz CR, Tronnier VM, Aras N, Kunze S, Sartor K. Intraoperative MR imaging increases the extent of tumor resection in patients with high grade gliomas. *Am J Neuroradiol*, 20: 1642-1646; 1999
94. Kober H, Nimsky C, Vieth J, Falhbusch R, Ganslandt O. Co-registration of function and anatomy in frameless stereotaxy by contour fitting. *Stereotact Funct Neurosurg*, 79: 272-283; 2002
95. Koivukangas J, Louhisalmi Y, Alakuijala J, Oikarinen J. Ultrasound-controlled neuronavigator-guided brain surgery. *J. Neurosurg*, 79: 36-42; 1993
96. Kosugi Y, Watanabe E, Goto J, Watanabe T, Yoshimoto S, Takakura K, Ikebe J. An articulated neurosurgical navigation system using IRM and CT images. *IEEE Trans Biomed Eng*, 35: 147-152; 1988
97. Koyama T, Okudera H, Kobayashi S. Computer-generated surgical simulation of morphological changes in microstructures: concepts of «virtual retractor». Technical note. *J Neurosurg*, 90: 780-785; 1999
98. Krishnan R, Hermann E, Wolff R, Zimmermann M, Seifert V, Raabe A. Automated fiducial marker detection for patient registration in image guided

- neurosurgery. *Comput Aided Surg*, 8 (1): 17-23; 2003
99. Kwoh YS, Jou J, Jonckheere EA, Hayati S. A robot with absolute improved positioning accuracy for CT-guided stereotactic brain surgery. *IEEE Trans Biomed Engineer*, 35: 153-160; 1988
100. Laborde G, Gilsbach J, Harders A, Klimek L, Mösges R, Krybus W. Computer assisted localizer for planning of surgery and intra-operative orientation. *Acta Neurochir (Wien)*, 119: 166-170; 1992
101. Leblanc R, Meyer E. Functional PET scanning in the assessment of cerebral arteriovenous malformations. *J Neurosurg*, 73: 615-619; 1992
102. Leblanc R, Meyer R, Bub D, Zatorre RJ, Evans AC. Language localization with activation PET scanning. *Neurosurgery*, 31: 369-373; 1992
103. Lee T, Kenny BG, Hitchcock ER, Teddy PJ, Palvidas H, Harkness W, Meyer CHA. Supratentorial masses: stereotactic or freehand biopsy?. *Br J Neurosurg*, 4:331-338,1991
104. Leuthardt EC, Fox D, Ojemann GA, Dacey RG, Grubb RL, Rich KM, Ojemann JG. Frameless stereotaxy without rigid pin fixation during awake craniotomies. *Stereotact Funct Neurosurg*, 79: 256-261; 2002
105. Lindseth F, Lango T, Bang J, Nagelhus Hernes TA. Accuracy evaluation of a 3D ultrasound-based neuronavigation system. *Comput Aided Surg*, 7: 197-222; 2002
106. Lindseth F, Kaspersen JH, Ommedal S, Lango T, Bang J, Hokland J, Unsgaard G, Hernes TA. Multimodal image fusion in ultrasound-based neuronavigation: improving overview and interpretation by integrating preoperative MRI with intraoperative 3D ultrasound. *Comput Aided Surg*, 8: 49-69; 2003
107. Lindseth F, Bang J, Lango T. A robust and automatic method for evaluating accuracy in 3-D ultrasound-based navigation. *Ultrasound Med Biol*, 29: 1439-1452; 2003
108. Lowry DW, Lowry DLB, Berga SL, Adelsen PD, Roberts MM. Secondary amenorrhea due to hydrocephalus treated with endoscopic ventriculocisternotomy. *J Neurosurg*, 85: 1148-1152; 1996
109. Lunn KE, Paulsen KD, Roberts DW, Kennedy FE, Hartov A, West JD. Displacement estimation with co-registered ultrasound for image-guided neurosurgery: a quantitative in vivo porcine study. *IEEE Trans Med Imaging*, 22: 1358-1368; 2003
110. Lyons M, Kelly PJ. Computed-assisted

- stereotactic biopsy and volumetric resection of thalamic pylocytic astrocytomas. Report of 23 cases. *Stereotact Funct Neurosurg*, 59: 100-104; 1992
111. Maciunas RJ, Galloway RL, Latimer J, Cobb C, Zacharias E, Moore A, Mandava VR. An independent application accuracy evaluation of stereotactic frame systems. *Stereotact Funct Neurosurg*, 58: 103-107; 1992
112. Maciunas RJ, Fitzpatrick JM, Galloway RL, Allen GS. Beyond stereotaxy... extreme levels of application accuracy are provided by implantable fiducial markers for interactive image-guided neurosurgery. En Maciunas RJ (ed). *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurological Surgeons 1993, pp 259-270
113. Maciunas R, Galloway R, Latimer J. The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurgery*, 35: 682-695, 1994
114. Maciunas RJ, Berger MS, Copeland B, Mayberg MR, Selker R, Allen GS. A technique for interactive image guided neurosurgical interventions in primary brain tumors. *Neurosurg Clin North Am*, 7: 245-266; 1996
115. Mandava VR, Fitzpatrick JM, Maurer CR Jr. Registration of multimodal volume head images via attached markers. *Medical Imaging VI: Image processing*. Proc SPIE, 1652: 271-282; 1992
116. Manwaring KH. Endoscopic ventricular fenestration. En Manwaring KH, Crone KR (eds). *Neuroendoscopy*. New York: Mary Ann Liebert, 1992; Vol 1: 79-89
117. Maurer CR, Fitzpatrick JM. A review of medical image registration. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 17-44
118. McCutcheon IE, Kitagawa RS, Demasi PF, Law BK, Friend KE. Frameless stereotactic navigation in transsphenoidal surgery: comparison with fluoroscopy. *Stereotact Funct Neurosurg*, 82: 43-48; 2004
119. McDermott MW, Gutin PH. Image-guided surgery for skull base neoplasm using the ISG viewing wand. Anatomic and technical considerations. *Neurosurg Clin N Am*, 7: 285-295; 1996
120. McLaughlin MR, Wahling JB, Kaufmann AM, Albright AL. Traumatic basilar aneurysm after endoscopic third ventriculostomy: case report. *Neurosurgery*, 41: 1400-1404; 1997
121. McLennan AC, Hadley DM. Radiation dose to the lens from coputed tomography

- scanning in a neuroradiology department. *Br J Radiol* 68: 19-22; 1995
122. Miga MI, Paulsen KD, Lemery JM, Eisner SD, Hartov A, Kennedy FE, Roberts DW. Model-updated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. *IEEE Trans Med Imaging*, 18: 866-874; 1999
 123. Miga MI, Roberts DW, Kennedy FE, Platenik LA, Hartov A, Lunn KE, Paulsen KD. Modeling of retraction and resection for intraoperative updating of images. *Neurosurgery*, 49: 75-85; 2001
 124. Muacevic A, Steiger HJ. Computer-assisted resection of cerebral arteriovenous malformations. *Neurosurgery*, 45: 1164-1171; 1999
 125. Mundinger F. CT stereotactic biopsy for optimizing the therapy of intracranial processes. *Acta Neurochir (Wien). Suppl.* 35:70-74; 1985
 126. Nabavi A, Manthei G, Blömer U, Kumpf L, Klinge H, Mehdorn HM. Neuronavigation. *Radiologe*, 35: 573-577; 1995
 127. Nabavi A, Black PM, Gering DT, Westin CF, Mehta V, Pergolizzi RS Jr, Ferrant M, warfield SK, Hata N, Schwartz RB, Wells WM 3rd, Kikinis R, Jolesz FA. Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. *Neurosurgery*, 48: 787-797 (discusión 797-8); 2001
 128. Nakao N, Nakai K, Itakura T. Updating of neuronavigation based on images intraoperatively acquired with a mobile computerized tomographic scanner: technical note. *Minim Invasive Neurosurg*, 46: 117-120; 2003
 129. Nazzaro JM, Shults WT, Neuwelt EA. Neuroophthalmological function of patients with pineal region tumors approached transtentorially in the semisitting position. *J Neurosurg*, 76: 746-751; 1992
 130. Niemeyer P. The transventricular amygdalohippocampectomy in temporal lobe epilepsy. En Baldwin M, Bayley P (eds): *Temporal lobe epilepsy*. Springfield, Charles C Thomas, 1958, pp 461-482
 131. Nimsky C, Ganslandt O, Kober H, Moller M, Ulmer S, Tomandl B, Falhbusch R. Integration of functional magnetic resonance imaging supported by magnetoencephalography in functional neuronavigation. *Neurosurgery*, 44: 1249-1256; 1999
 132. Nimsky C, Ganslandt O, Hastreiter P, Falhbusch R. Intraoperative compensation for brain shift. *Surg Neurol*, 56: 357-364; 2001
 133. Nimsky C, Ganslandt O, Falhbusch R. Functional

- neuronavigation and intraoperative MRI. *Adv Tech Stand Neurosurg*, 29: 229-263; 2004
134. Nolte LP, Zamorano LJ, Langlotz F, Juing Z, Wang Q, Berlemann U. Image-guided insertion of transpedicular screws. A laboratory set-up. *Spine*, 20: 497-500, 1995
135. Oertel J, Gaab MR, Runge U, Schroeder HWS, Wagner W, Piek J. Neuronavigation and complication rate in epilepsy surgery. *Neurosurg Rev*, 27: 214-217; 2004
136. Okudera H, Kobayashi S, Kyoshima K, Gibo H, Takemae T, Sugita K. Development of the operating computerized tomographic scanner system for neurosurgery. *Acta Neurochir (Wien)*, 111: 61-63; 1991
137. Paleologos T, Wadley JP, Kitchen ND, Thomas DGT. Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy: clinical comparison between conventional and image-guided meningioma surgery. *Neurosurgery*, 47: 40-48; 2000
138. Pan HC, Wang YC, Lee SD, Chen NF, Chang CS, Yang DY. A modified method to perform the frameless biopsy. *J Clin Neurosci*, 10: 602-605; 2003
139. Paulsen KD, Miga MI, Kennedy FE, Hoopes PJ, Hartov A, Roberts DW. A computational model for tracking subsurface tissue deformation during stereotactic neurosurgery. *IEEE Trans Biomed Eng*, 46: 213-225; 1999
140. Pelizzari CA, Chen GTY, Spelbring DR, Weichselbaum RR, Chen CT. Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. *J Comp Assist Tomogr*, 13:20-27;1989
141. Pelizzari CA, Levin DN, Chen GTY, Chen CT. Image registration based on anatomic surface matching. En Maciunas RJ (ed): *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. American Association of Neurosurgical Surgeons 1993, pp 47-62
142. Poggi S, Pallotta S, Russo S, Gallina P, Torresin A, Bucciolini M. Neuronavigation accuracy dependence on CT and MR imaging parameters: a phantom-based study. *Phys Med Biol*, 48: 2199-2216; 2003
143. Poppen JL. The right occipital approach to a pinealoma. *J Neurosurg*, 25: 706-710; 1966
144. Raabe A, Krishnan R, Wolff R, Hermann E, Zimmermann M, Seifert V. Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery. *Neurosurgery*, 50: 797-803; 2002
145. Raabe A, Krishnan R, Seifert V. Actual aspects of

- image-guided surgery. *Surg Technol Int*, 11: 314-319; 2003
146. Rampersaud YR, Simon DA, Foley KT. Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement. *Spine*, 26: 352-359; 2001
147. Reid WS, Clark K. Comparison of the infratentorial and transtentorial approaches to the pineal region. *Neurosurgery* 3: 1-8; 1978
148. Reinges MHT, Spetzger U, Rohde V, Adams L, Gilsbach JM. Experience with a new multipunctional articulated instrument holder in minimally invasive navigated neurosurgery. *Minim Invas Neurosurg*, 41: 149-151; 1998
149. Reinges MHT, Krings T, Nguyen HH, Küker W, Spetzger U, Rohde V, Hütter BO, Thron A, Gilsbach JM. Virtual pointer projection of the central sulcus to the outside of the skull using frameless neuronavigation-accuracy and applications. *Acta Neurochir (Wien)*, 142: 1385-1390; 2000
150. Reinges MHT, Nguyen HH, Krings T, Hütter BO, Rohde V, Gilsbach JM. Course of brain shift during microsurgical resection of supratentorial cerebral lesions: limits of conventional neuronavigation. *Acta Neurochir (Wien)*, 146: 369-377; 2004
151. Rhoten RLP, Luciano MG, Barnett GH. Computer-assisted endoscopy for neurosurgical procedures: a technical note. *Neurosurgery*, 40: 632-638; 1997
152. Roberts DW, Strohbehn JW, Hatch JF, Murray W, Kettenberger J. A frameless stereotactic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *J Neurosurg*, 65: 545-549; 1986
153. Roberts DW, Nakajama T, Brodwater BK, Pavlidis J, Friets EM, Fagan E, Hartov A, Strohbehn JW. Further development and clinical application of the stereotactic operating microscope. *Stereotact Funct Neurosurg*, 58: 114-117; 1992
154. Roberts DW, Miga MI, Hartov A, Eisner S, Lemery JM, Kennedy FE, Paulsen KD. Intraoperative updated neuroimaging using brain modeling and sparse data. *Neurosurgery*, 45: 1199-1207; 1999
155. Ryan MJ, Erickson RK, Levin DN, Pelizzari CA, Macdonald RL, Dohrmann GJ. Frameless stereotaxy with real-time tracking of patient head movement and retrospective patient-image registration. *J Neurosurg*, 85: 287-292; 1996
156. Salcman M. Surgical decision making for malignant brain tumors. *Clin Neurosurg*, 35: 285-313; 1987

157. Samset E, Talsma A, Kintel M, Elle OJ, Aurdal L, Hirschberg H, Fosse E: A virtual environment for surgical image guidance in intraoperative MRI. *Comput Aided Surg*, 7; 187-196; 2002
158. Sandeman DR, Patel N, Chandler C, Nelson RJ, Coakham HB, Griffith HB. Advances in image-directed neurosurgery: preliminary experience with the ISG Viewing Wand compared with the Leksell G frame. *Br J Neurosurg*, 8: 529-544; 1994
159. Sartor K. MR Imaging of the brain: tumors. *Eur Radiol*, 9: 1047-1054; 1999
160. Schad L, Lott S, Schmitt F, Sturm V, Lorenz W. Correction of spatial distortion in MR imaging: A prerequisite for accuracy stereotaxy. *J Comput Assist Tomogr*, 11: 499-505; 1987
161. Schlaier JR, Warnat J, Dorenbeck U, Proescholdt M, Schebesch KM. Image fusion of MR images and real-time ultrasonography: evaluation of fusion accuracy combining two commercial instruments, a neuronavigation system and a ultrasound system. *Acta Neurochir (Wien)*, 146: 271-277; 2004
162. Schul C, Wassmann H, Skopp GB, Marinov M, Wolfer J, Schuierer G, Joos U, Willich N. Surgical management of intraosseous skull base tumors with aid of Operating Arm System. *Comput Aided Surg*, 3: 312-319; 1998
163. Shapiro WR, Green SB, Burger PC, Mahaley MS Jr, Selker RG, Van Gilder JC, Robertson JT, Ransohoff J, Mealey J Jr, Strike TA. Randomized trial of three chemotherapy regimens and two radiotherapy regimens in postoperative treatment of malignant glioma. *J Neurosurg*, 71: 1-9; 1989
164. Shirane R, Shamoto H, Umezawa K, Su CC, Kumabe T, Jokura H, Yoshimoto T. Surgical treatment of pineal region tumours through the occipital transtentorial approach: evaluation of the effectiveness of intraoperative micro-endoscopy combined with neuronavigation. *Acta Neurochir (Wien)*, 141: 801-809; 1999
165. Sipos EP, Tebo SA, Zinnreich SJ, Long DM, Brem H. In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG viewing wand. *Neurosurgery*, 39: 194-202; 1996
166. Spetzger U, Laborde G, Gilsbach JM. Frameless neuronavigation in modern neurosurgery. *Minim Invas Neurosurg*, 38: 163-166; 1995
167. Spiegel EA, Wycis HT, Marks M, Lee AJ. Stereotaxic apparatus for operations on the human brain. *Science*, 106: 349-350; 1947

168. Stein BM, Bruce JN. Surgical management of pineal region tumors. *Clinical neurosurgery* (vol 39). Proceedings of the Congress of Neurological Surgeons. Williams & Wilkins, Baltimore, pp 509-532
169. Suess O, Kombos Th, Hoell Th, Baur S, Pietilae T, Brock M. A new cortical electrode for neuronavigation-guided intraoperative neurophysiological monitoring: technical note. *Acta Neurochir* (Wien), 142: 329-332; 2000
170. Sumanaweera TS, Adler JR, Napel S, Glover GH. Characterisation of spatial distortion in magnetic resonance imaging and its implications for stereotactic surgery. *Neurosurgery*, 35:696-704; 1994
171. Talairach J, Tournoux P. Co-planar stereotactic atlas of the human brain. New York, NY: George Thieme, 1988
172. Technical User Guide. Revision 1.0. Vector Vision2. Copyright 2000. BrainLab AG Germany.
173. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, Bonsanto MM, Hassfeld S, Albert FK, Kunze S. Intraoperative computer-assisted neuronavigation in functional neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*, 66: 65-68; 1996
174. Tuominen J, Yrjana SK, Katisko JP, Heikkila J, Koivukangas J. Intraoperative imaging in a comprehensive neuronavigation environment for minimally invasive brain tumor surgery. *Acta Neurochir* (Wien), Suppl, 85: 115-120; 2003
175. Unsgaard G, Ommedal S, Muller T, Gronningsaeter A, Nagelhus Hernes TA. Neuronavigation by intraoperative three-dimensional ultrasound. Initial experience during brain tumor resection. *Neurosurgery*, 50: 804-812 (discusión 812); 2002
176. Unsgaard G, Gronningsaeter A, Ommedal S, Nagelhus Hernes TA. Brain operation guided by real time two-dimensional ultrasound: new possibilities as a result of improved image quality. *Neurosurgery*, 51: 402-411 (discusión 411-412); 2002
177. Van Herk M, Gilhuijs K, Holupka E. A new method of automatic three dimensional image correlation. *Med Phys*, 19: 1134 ; 1992 (Abstract)
178. Van Manen J. Stereotactic methods and their application in disorders of the motor system. Van Gorcum. Assen. 1967
179. Van Roost D, Schaller C, Meyer B, Schramm J. Can neuronavigation contribute to standardization of selective amygdalohippocampectomy?. *Stereotact Func Neurosurg*, 69: 239-242; 1997
180. Vrionis FD, Foley KT, Robertson JH, Shea JJ. Use of cranial surface anatomic fiducials for interactive

- image-guided navigation in the temporal bone. A cadaveric study. *Neurosurgery*, 40: 755-764; 1997
181. Vougioukas VI, Hubbe U, Hochmuth A, Gellrich NC, van Velthoven V. Perspectives and limitations of image-guided neurosurgery in pediatric patients. *Childs Nerv Syst*, 19: 783-791; 2003
182. Wadley JP, Thomas DGT. Neuronavigation: accuracy, benefits, and pitfalls. *Neurosurgery Quarterly*, 10: 276-310; 2000
183. Warnke PC. Neuronavigation and surgical neurology: the beginning of a new age or the end of an old age?. *Surg Neurol*, 52: 7-12; 1999
184. Watanabe E, Watanabe T, Manaka S, Mayanagi Y, Takakura K. Three-dimensional digitizer (Neuronavigator): new equipment for CT-guided stereotaxic surgery. *Surg Neurol*, 27: 543-547; 1987
185. Watanabe E, Mayanagi Y, Kosugi Y, Manaka S, Takakura K. Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery*, 28:792-800;1991
186. Wagner W, Tschiltschke W, Niendorf WR, Schroeder HWS, Gaab MR. Infrared-based neuronavigation and cortical motor stimulation in the management on central region tumors. *Stereotact Funct Neurosurg* 68: 112-116; 1997
187. West JB, Fitzpatrick M, Toms SA, Maurer CR, Maciunas RJ. Fiducial point placement and the accuracy of point-based rigid body registration. *Neurosurgery*, 48: 810-817; 2001
188. Wieser HG, Yasargil MG. "Selective amygdalo-hippocampectomy" as a surgical treatment of mesiobasal limbic epilepsy. *Surg Neurol* 17: 445-457; 1982
189. Wieser HG. Selective amygdalohippocampectomy: Indications and follow-up. *Can J Neurol Sci*, 18: 617-627; 1991
190. Wirtz CR, Bonsanto MM, Knauth M, Tronnier VM, Albert FK, Staubert A, Kunze S. Intraoperative magnetic resonance imaging to update interactive navigation in neurosurgery: Method and preliminary experience. *Comput Aided Surg*, 2: 172-179; 1997
191. Wong GKC, Poon WS, Lam MK. The impact of an armless frameless neuronavigation system on routine brain tumour surgery: a prospective analysis of 51 cases. *Minim Invas Neurosurg*, 44: 99-103; 2001
192. Woroschiloff C. Der verlauf der motorischen und sensiblen bahnen durch das lendenmark des kaninchens.

- Ber Verh Sachs Ges Wiss
Leipzig, 26: 248-3048; 1874
193. Wurm G, Wies W, Schnizer M, Trenkler J, Holl K. Advanced surgical approach for selective amygdalohippocampectomy through neuronavigation. *Neurosurgery*, 46: 1377-1383; 2000
194. Wyler AR, Hermann BP, Somes GW. Extent of medial temporal resection on outcome from anterior temporal lobectomy: A randomized prospective study. *Neurosurgery*, 37: 982-991; 1995
195. Yasargil MG, Teddy PJ, Roth P. Selective amygdalo-hippocampectomy: Operative anatomy and surgical technique En Symon L (ed): *Advances in technical standars in neurosurgery*. New York, Springer-Verlag, 1985, vol 12, pp 93-124
196. Yu C, Apuzzo MIJ, Zee CS, Petrovich Z. A phantom study of the geometric accuracy of computed tomographic and magnetic resonance imaging stereotactic localization with the Leksell stereotactic system. *Neurosurgery*, 48: 1092-1099; 2001
197. Zamorano L, Kadi M, Dong A. Computer.assisted neurosurgery. Simulation and automation. *Stereotact Funct Neurosurg*, 59: 115-122; 1992
198. Zernow DN. Encephalometer a device for determination of the location of brain parts of living humans. En: *Proc Soc Physicomed, Moscow* 2: 70-86;1889
199. Zinnreich SJ, Tebo SA, Long DM, Brem H, Mattox DE, Loury ME, Kolk AV, Koch WM, Kennedy DW, Bryan N. Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: Accuracy and initial applications. *Radiology*, 188: 735-742; 1993