



FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Cirugía

**NEUROCIRUGIA GUIADA POR IMÁGENES:
ANÁLISIS DE RESULTADOS EN CIRUGIA
CEREBRAL CON DOS SISTEMAS DIFERENTES**

Angel Rodríguez de Lope Llorca
Madrid, 2006



D. Jesús Vaquero Crespo, Catedrático de Neurocirugía y Profesor Titular del Departamento de Cirugía de la Universidad Autónoma de Madrid,

HACE CONSTAR:

Que D. Angel Rodríguez de Lope LLorca ha realizado bajo su dirección el trabajo original de investigación titulado: "NEUROCIURUGIA GUIADA POR IMÁGENES: ANALISIS DE RESULTADOS EN CIRUGIA CEREBRAL CON DOS SISTEMAS DIFERENTES", reuniendo, a su juicio, dicho trabajo, los requisitos necesarios para su presentación, a fin de optar con el mismo al grado de Doctor.

Madrid, treinta de Junio de dos mil seis

Fdo: Prof. J. Vaquero Crespo

D. Rafael Carrillo Yagüe, Jefe de Servicio de Neurocirugía del Hospital General Universitario “Gregorio Marañón” de Madrid, Doctor en Medicina y Profesor Asociado de Neurocirugía de la Universidad Complutense de Madrid,

HACE CONSTAR:

Que D. Angel Rodríguez de Lope LLorca ha realizado bajo su codirección el trabajo original de investigación titulado: "NEUROCIRUGIA GUIADA POR IMÁGENES: ANALISIS DE RESULTADOS EN CIRUGIA CEREBRAL CON DOS SISTEMAS DIFERENTES", reuniendo, a su juicio, dicho trabajo, los requisitos necesarios para su presentación, a fin de optar con el mismo al grado de Doctor.

Madrid, treinta de Junio de dos mil seis

Fdo: Dr. R. Carrillo Yagüe

AGRADECIMIENTOS

Al Dr. Rafael Carrillo Yagüe y a los miembros del Servicio de Neurocirugía del Hospital General Universitario “Gregorio Marañón” de Madrid, quienes me inculcaron los conocimientos y habilidades necesarias para poder ser Neurocirujano.

Al Profesor Dr. Jesús Vaquero Crespo por su decisiva ayuda en esta tesis animándome a continuar con oportunos y valiosos consejos.

Al Dr. Jose Manuel Otero Vich y a todos los miembros del Servicio de Neurocirugía del Hospital “Xeral-Cíes” de Vigo por facilitarme la experiencia adquirida en Neurocirugía y en concreto con el empleo del Neuronavegador.

Al Dr. Rafael Cuenca Boy Director de la Unidad de Investigación del Hospital “Virgen de la Salud” de Toledo por su colaboración y esfuerzo en el desarrollo del estudio estadístico.

A todo el personal de enfermería, técnicos de radiología y neurorradiólogos del Hospital Xeral-Cíes de Vigo que además de realizar con dedicación y cariño su labor profesional siempre han colaborado para implantar y desarrollar esta técnica, haciendo más sencillo el trabajo de los neurocirujanos y en beneficio de todos los pacientes.

DEDICATORIA

A mis Padres.

A Nuria por su amor, comprensión y paciencia.

A mis hijos Pablo, Jorge y David en quienes he puesto todo mi cariño e ilusión.

ABREVIATURAS

<	“Menor que”
>	“Mayor que”
θ	Theta (Para definir un ángulo cualquiera)
ϕ	Phi (Para definir un ángulo cualquiera)
cm	centímetro(s)
cols	colaboradores
cos.	Coseno
DICOM	Protocolo de digitalización de imágenes y comunicaciones médicas
i.v.	intravenoso
Kg	Kilogramo (s)
LCR	Líquido Cefalorraquídeo
Max.	Máximo
MEG	Magnetoencefalografía
min.	Minutos
mm.	milímetro(s)
mmol.	Milimoles
ml.	mililitro
ms	milisegundos
MSI	imágenes de fuente magnética
pag	pagina(s)
PET	Tomografía por emisión de positrones
r	radio (medida)
RM	Resonancia Magnética.
fRM	Resonancia Magnética Funcional
s	segundos
sen	seno
SNC	Sistema Nervioso Central
SOMP	Sistema óptico de medición de posición
TC	Tomografía Computarizada
TR	Tiempo de relajación
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos

ÍNDICE:

1. INTRODUCCIÓN.....	10
1.1. Primeros pasos.....	10
1.1.1. Localización cerebral.....	12
1.1.2. Neuroimagen.....	17
1.2. Inicio de la Neurocirugía estereotáctica.....	19
1.3. Evolución histórica de los sistemas de estereotaxia.....	29
1.3.1. Desarrollo inicial de los instrumentos estereotácticos.....	30
1.3.2. Evolución y empleo de los marcos de estereotaxia modernos.....	33
1.3.3. Aparición de los Sistemas sin marco o Sistemas guiados por ordenador.....	37
1.4. Bases Matemáticas de los sistemas guiados.....	40
1.5. Manejo de los sistemas de guía por imagen.....	49
1.6. Justificación del estudio.....	52
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	54
3.- MATERIAL, PACIENTES Y MÉTODO.....	55
3.1.- Material.....	55
3.1.1.- Estaciones de trabajo.....	55
3.1.1.A.- Sistema EasyGuide Neuro de Philips Medical Systems.....	55
3.1.1.B.- Sistema Vectorvision de Brainlab.....	60
3.1.2. Material neurorradiológico.....	65
3.2.- Población estudiada.....	66
3.3.- Metodología.....	67
3.3.1. Protocolo de adquisición de imágenes y tratamiento.....	75
3.3.2. Protocolo quirúrgico.....	79
3.3.2.A.- Fase de adquisición de Imágenes, reconstrucción tridimensional y planificación quirúrgica virtual en la estación de trabajo.....	79
3.3.2.B.- Fase de registro, abordaje quirúrgico, localización y resección.....	81
3.4.- Análisis estadístico.....	85

4.- RESULTADOS.....	87
4.1.- Características de los pacientes.....	87
4.2. Estudio comparativo de los resultados postoperatorios general entre ambos grupos.....	99
4.2.1.- Comparación entre grupos de pacientes con craneotomía guiada y sin el sistema de guía.....	99
4.2.2.- Comparación entre grupos con lesiones en zona elocuente.....	104
4. 3.- Estudio comparativo entre los dos sistemas de guía.....	107
5. DISCUSIÓN.....	110
5.1.- Evolución y definición del término de cirugía guiada por imágenes. Situación en el momento actual.....	110
5.2.- Aplicaciones de los sistemas de guía por imágenes.....	115
5.3.- Justificación del empleo de los neuronavegadores. Resultados en nuestra serie.....	121
5.4.- Diferencias entre los sistemas de localización.Diferencias apreciadas en nuestro estudio.....	131
5.5.- Impacto en la dinámica de un servicio tras su introducción.....	136
6.- CASOS ILUSTRATIVOS.....	141
6.1.- Meningiomas.....	141
6.2.- Tumores estirpe glial.....	149
6.3.- Metástasis.....	158
6.4.- Craneofaringioma.....	161
6.5.- Neuroendoscopia.....	162
6.6.- Neuronavegación y estimulación cortical.....	163
7.- CONCLUSIONES.....	167
8.- BIBLIOGRAFIA.....	168

“ El cerebro es una bella y delicada estructura del sistema nervioso. El objetivo del conocimiento de su anatomía microquirúrgica es la posibilidad de realizar una cirugía cuidadosa y precisa, navegando de forma segura alrededor y a través del parénquima cerebral, en el espacio intracraneal.”

(Albert L. Rhoton. The Cerebrum; Neurosurgery 2002. 51 : 1-51).

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. PRIMEROS PASOS

A lo largo de la historia de la medicina el hombre ha querido conocer y comprender su propio organismo, intentando localizar con la mayor precisión posible las diferentes funciones del mismo y de forma muy especial sus funciones superiores dado que estas son las que en esencia lo diferencian del resto de especies de animales presentes en nuestro mundo.

En la cultura griega, alrededor de 500 años antes de Cristo, Pitágoras⁷⁴ fue uno de los primeros autores en establecer que cerebro era el órgano central que controlaba las actividades superiores. Localizaba el Alma en él. En Bizancio en el siglo IV antes de Cristo Poseidonius aventuró algunas ideas sobre la función del cerebro basándose en heridas craneales que presentaban los soldados. Localizaba la imaginación en la porción anterior, la razón en la zona media y la memoria en su parte más posterior. Para Hipócrates (460-377 a.C.)¹⁰⁰ el cerebro era el órgano más perfecto del cuerpo, asiento de placeres y penas, mensajero del conocimiento y del movimiento. Se le atribuye la primera descripción sobre la epilepsia, enfermedad sagrada en aquella época, reconociendo su origen en el cerebro. También observó que lesiones en un lado de la cabeza producían convulsiones contralateralmente⁷³.

Rufo de Efeso diferenció el cerebro del cerebelo, reconociendo las membranas que recubrían el cerebro, describiendo el cuerpo calloso y el sistema ventricular⁷³. Posteriormente a la escuela Hipocrática, alrededor del siglo I antes de Cristo, el centro cultural del saber, se situó en Alejandría donde una figura a mencionar fue Aurelius Cornelius Celsus³¹ que reconoció, igual que sus predecesores, las lesiones contralaterales al traumatismo craneal. La mayor información del trabajo de los griegos y de

la escuela de Alejandría la recibimos a través de los textos de Galeno (130-200 d.C) que tuvo acceso a los escritos de los diferentes autores griegos. Según Galeno “El cerebro es el centro del movimiento y de las sensaciones y el cuerpo es el instrumento del Alma”⁷³. Galeno reconoció la existencia de enfermedades con acúmulo de líquido cefalorraquídeo y distinguió cuatro tipos según la localización entre cerebro, membranas menígeas, hueso, pericráneo y piel, pero sin llegar a describir la dilatación ventricular. Neumusius de Siria hizo también una descripción del cerebro con funciones definidas. En las astas ventriculares frontales localizaba la imaginación, el espíritu psíquico y los órganos de los sentidos; en el centro del cerebro la inteligencia, los sueños y la previsión de futuro; y en la parte posterior la memoria y el espíritu vital¹⁴⁴.

Durante el periodo medieval se produjo un estancamiento del avance médico, revisándose los conocimientos descritos en los textos griegos, y no es hasta el Renacimiento cuando se vuelven a iniciar los estudios sobre el cuerpo humano. En esta época destacan figuras como Descartes, que identifica la glándula pineal como el centro del alma y del conocimiento¹⁴⁴. Thomas Willis refiere que el cerebro controla movimientos voluntarios y sensaciones, el cerebelo controla los movimientos involuntarios del corazón y pulmones, el cuerpo estriado recibe todas las sensaciones y es el asiento del sentido común mientras en el cuerpo calloso se localiza la imaginación y en el cortex cerebral se almacena la memoria⁵³.

Hasta el periodo prelisteriano(1846) la cirugía del sistema nervioso se realizaba básicamente sobre los traumatismos craneoencefálicos y los abscesos. Los primeros estudios anatómico-funcionales comienzan con Gennari (1782) y Vic d’Azyr (1786) que describen una línea blanca en el córtex cerebral cerca de la cisura calcarina, y Baillarger (1840) que establece las conexiones entre la sustancia blanca y gris del córtex cerebral⁷⁴.

1.1.1. Localización cerebral

Un requisito importante para el nacimiento de la neurocirugía fue asegurar un conocimiento más exacto de las funciones del sistema nervioso. Durante el periodo 1846-1890 se realizaron una serie de descubrimientos que provocaron un avance dentro de la cirugía neurológica. Destacan figuras como François Magendí⁷³ que describió las funciones de los nervios raquídeos, la composición y circulación del líquido cefalorraquídeo, la rigidez de descerebración y el mecanismo del vómito¹⁴⁴. A Louis Pierre Gratiolet (1854) se le debe la descripción moderna de las circunvoluciones cerebrales y radiaciones de las fibras de sustancia blanca y su nomenclatura. Bouillaud mantiene el papel del cerebro en el movimiento, la inteligencia y la voluntad, localizando en los lóbulos anteriores la función del lenguaje³¹. Marc Dax sugirió que dado que la afasia se presentaba habitualmente con una hemiplegia derecha, su centro debería estar localizado en el hemisferio izquierdo. Esto fue posteriormente confirmado por Broca^{19,89}.

Posiblemente sea durante el siglo XIX el momento de mayor avance en la topografía de las funciones cerebrales con figuras tan importantes como Pierre Paul Broca (1824-1880)^{19,24} que describió la tercera circunvolución frontal como la zona alterada en los casos de afasia (1861). En 1871 Broca realizó la primera craneotomía basada en la localización clínica en un paciente de 38 años que había sufrido un mes antes un traumatismo en región frontoparietal izquierda. El paciente comenzó con un cuadro de fiebre, vómitos y dificultad progresiva para articular el lenguaje, con comprensión normal, diagnosticándole una lesión a nivel de la tercera circunvolución frontal izquierda. La localización de esta circunvolución la realizó trazando una línea desde la base de la apófisis orbitaria externa hacia el occipital, marcando un punto a 5 cm. desde dicha apófisis y trazando una perpendicular de 2 cm en este punto. Alrededor de este punto realizó la craneotomía. Al elevar el hueso se encontró con una gran cantidad de material purulento que respetaba la duramadre. Unas horas después el paciente no mejoraba y empleando un trocar fino,

puncionó la duramadre en dirección hacia la cisura de Silvio sin obtener material purulento. El paciente falleció a las 48 horas. En la autopsia no se encontraron más abscesos epidurales, pero al abrir la duramadre se encontró una reacción meningoencefálica con colección de pus a nivel de la tercera circunvolución frontal que se extendía hacia la cisura de Silvio^{19,189}. Broca realizó amplios estudios en cadáveres estudiando la correspondencia de determinados puntos del cráneo y las circunvoluciones. Junto con J.Lucas Championnier, describió sobre un craneo el sistema para localizar el centro de articulación del lenguaje y el surco de Rolando¹⁸⁹.

En 1870 Frisch y Hitzig demostraron la existencia de centros motores en el perro a nivel de la convexidad cerebral tras realizar estudios corticales. Las observaciones realizadas en las heridas de soldados de la guerra franco-alemana corroboraron estos hallazgos, en el sentido de que la estimulación eléctrica del córtex provocaba respuestas motoras contralaterales³². De forma experimental estas observaciones clínicas fueron confirmadas por numerosos autores, destacando Ferrier, Horsley y Beevos. Se estudiaron además los resultados de la ablación de determinadas zonas de la corteza cerebral en animales⁵³. Rolando fue uno de los primeros autores en estudiar los efectos de la corriente eléctrica en el cerebro de los animales⁷³. Charles Bell estableció como los nervios de los sentidos especiales se extendían desde áreas específicas del cerebro hasta estos órganos y que los nervios espinales llevaban funciones sensitivas en las raíces posteriores y funciones motoras en las anteriores⁷⁴. Para Robert Bentley Todd la inteligencia, los movimientos voluntarios y las emociones eran funciones del cortex cerebral, cuerpo estriado y mitad superior del cerebro respectivamente⁷². John Hughlins Jackson definió al sistema nervioso como un magma sensitivo y motor que coordinaba muchos centros y sugirió la posibilidad de que los centros motores estaban en relación con la arteria cerebral media. Wernicke postuló tres niveles evolutivos de mecanismos sensitivos y motores: Inferior en la médula espinal, Medio a nivel rolándico y Superior en los lóbulos prefrontales. Publicó el primer compendio de los logros alcanzados

en la localización cerebral (1881-1883) y su teoría sobre la naturaleza de la afasia, localizando el centro auditivo en la primera circunvolución temporal, y la articulación del lenguaje en el área de Broca⁷². Una lesión en la parte posterior de la primera circunvolución temporal provocaba una disminución de memoria para las imágenes auditivas de las palabras produciendo un síndrome clínico que se manifestaba en una disminución de la comprensión verbal con preservación de la capacidad de hablar. Con Jackson y Gowers (1881) surgió un nuevo planteamiento en la localización cerebral y se preguntan por la localización y etiología de las crisis epilépticas⁹¹.

Los avances en la localización neurológica unido a una mejoría en las medidas asépticas de la cirugía hicieron posible el comienzo de la Neurocirugía moderna. Horsley con un método científico exacto confirmó las deducciones realizadas por Jackson con sus estudios sobre la epilepsia y es considerado el fundador de la moderna neurocirugía. Él y sus colaboradores publicaron los primeros trabajos sobre la localización cerebral y la cirugía. En 1888 realizó un mapa cortical con la representación somatotópica de la corteza cerebral en el mono. Otra contribución importante a la localización cerebral, surgió del llamado “padre de la neurofisiología moderna”, Charles Sherrington¹⁷⁹. Junto con Ferrier transfirió los resultados de sus investigaciones en monos al cerebro humano, teniendo en cuenta la proximidad de la escala evolutiva. Sherrington colaboró en los procedimientos del Consejo que investigó las evidencias y los animales empleados por Goltz y Ferrier en su discusión de 1881. Junto a sus colaboradores publicaron más de 300 trabajos sobre la localización cerebral. A finales del siglo XIX, el trabajo de Sherrington y Gruenbaum establece la separación en primates superiores del área motora en la zona prerrolándica y del área sensitiva en la zona postrolándica¹⁹⁷. Sherrington junto con Sharpey-Scharfer y Brown describieron los primeros detalles sobre la corteza del lóbulo temporal, mientras que Ferrier demostraba que la extirpación de esta zona producía alteraciones del comportamiento. En 1906 se publicó un clásico de Sherrington : “ The Integrative Action of the Nervous System”¹⁷⁹.

Feder Krause en Berlín fue uno de los fundadores de la Neurocirugía en Alemania y de los primeros en estudiar la corteza cerebral en detalle. Bajo anestesia local intervino a un paciente de una cicatriz cortical y le exploró con cautela el área motora y otras regiones corticales utilizando estimulación eléctrica con tres ayudantes observando las respuestas. Sus resultados fueron publicados entre 1908-1911. Localizó el área de la pierna del homúnculo en el vertex de la convexidad, error que no fue corregido hasta 1940 ⁷³. A finales del siglo XIX, Krause recogió su experiencia de 54 casos con epilepsia a los que realizó escisiones corticales, en 29 de ellos se atribuyó la etiología a un trauma o a una infección ¹²⁰.

Von Monakov es uno de los pioneros del siglo XX en la localización cerebral, planteando la necesidad de distinguir entre la localización de la lesión y la localización de la función ⁷⁴. Foerster influido por Jackson, Sherrington y Wernicke realizó cientos de estimulaciones corticales en operaciones por cicatrices epilépticas en heridos de la primera guerra mundial. Poco después fue introducida la electrocorticografía, aplicada posteriormente a la localización de tumores cerebrales y focos epilépticos en 1935 ⁷².

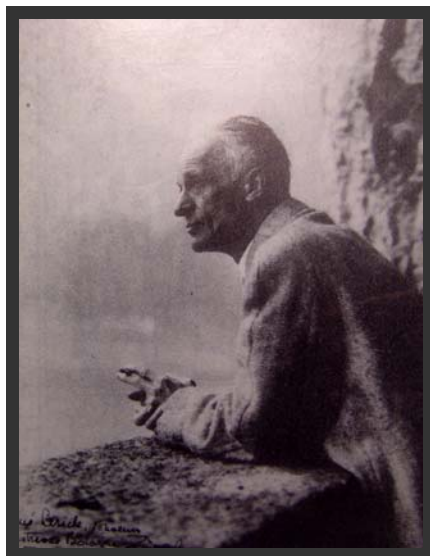


Foto1: Harvey Cushing se considera el pionero de la Neurocirugía moderna.

En 1899 Harvey Cushing se especializa en Neurocirugía tras formarse con Halsted, quien desarrolló las técnicas de asepsia. Aconsejó a Cushing que viajara a Europa entre 1900 y 1901 al Servicio de Sherrington para aprender técnicas neurofisiológicas. Cushing fue el primero en realizar un mapa del cortex cerebral humano obtenido por la estimulación eléctrica en pacientes conscientes³⁸. En 1922 Cushing ya realizaba estimulaciones de las zonas motoras y sensitivas en pacientes sometidos a intervenciones quirúrgicas con anestesia local¹²⁰.



Foto 2: H. Cushing a la izquierda y Sherrington durante la visita que realizó el primero para aprender las técnicas de electroestimulación cortical.

Posteriormente y junto a Herbert Jasper, Wilder Penfield en Canadá desarrolla ampliamente la técnica de estimulación cortical en el paciente consciente distinguiendo claramente corteza motora y sensitiva y dando su nombre al homúnculo de distribución de la corteza motora¹⁴³. Desde entonces, la localización de las lesiones quirúrgicas subcorticales ha persistido en Neurocirugía como uno de los problemas fundamentales. El neurocirujano siempre busca la máxima exposición de la lesión con el mínimo de exposición del tejido sano. Los avances en las técnicas radiológicas han ido permitiendo la visualización de las lesiones intracerebrales. De forma progresiva a lo largo del siglo XX se han desarrollado técnicas cada vez más sofisticadas para acceder a este tipo

de lesiones y que su resección ocasione el menor daño posible al parénquima cerebral.

1.1.2. Neuroimagen

A medida que han avanzado las técnicas de imagen se han podido ir apreciando anomalías que indirectamente reflejaban una lesión cerebral subyacente (el caso de calcificaciones en la radiografía simple de cráneo) hasta conseguir visualizar la lesión en los tres ejes del espacio, como con la resonancia magnética, o incluso visualizar una zona de hipometabolismo mediante la tomografía por emisión de positrones.

La primera imagen, válida aún hoy día, que se obtuvo fue la radiografía de cráneo (Mc Rae)¹¹⁶. No consigue visualizar el cerebro, pero tiene un importante valor al dar signos indirectos por los que se puede presumir una patología cerebral subyacente. En el transcurso del tiempo se han ido generando otros tipos de imágenes basadas en la radiografía de cráneo. La primera de ellas, la neumoencefalografía descrita en 1918 por Walter Dandy³⁹, permitía obtener la imagen del aire inyectado a nivel lumbar que ascendía y penetraba en el cráneo, dibujando los espacios subaracnoideos y ventrículos cerebrales, permitiendo realizar diagnósticos más fiables de la presencia de masas intracraneales. El segundo tipo de imagen es la ventriculografía¹⁴⁴ descrita en 1923 por Sicard y Laplane como evolución de la técnica diseñada por Dandy. Consistía en la inyección de contraste iodado directamente en los ventrículos cerebrales, a través de una cánula ventricular introducida por un orificio de trépano.

En 1927 Moniz¹¹⁹ introdujo la angiografía cerebral utilizando yoduro de sodio al 25% inyectado por punción directa en carótida interna. Prosiguió sus experiencias intentando mejorar no solo el medio de contraste sino también la técnica. Practicó alrededor de 300 angiografías en humanos durante un periodo de 4 años. Löhr y Jacobi, en 1933, destacaron la utilidad de la angiografía cerebral como método diagnóstico de tumores cerebrales en su libro: “ Die Kombinierte Encephalo-

Arteriographic”, recogiendo los datos de sus experiencias en 300 casos. Olivecrona, Tonnis, Fernandez y colaboradores practican angiografías para el diagnóstico de las hidrocefalias, abscesos, aneurismas, traumatismos craneales, etc.^{132,149}.

Wood, Löfgren, Steller y colaboradores investigaron con detalle la correlación entre la localización de un tumor y sus hallazgos angiográficos¹⁶⁴. Dieron un gran valor a la angiografía en el diagnóstico de los tumores por el desplazamiento de vasos, anomalías en el trayecto normal del vaso y aparición de vasos anómalos^{149,150}. En 1956 Lindgren utilizó la vía femoral para introducir catéteres y llegar hasta las carótidas realizando angiografías selectivas de carótida interna o externa⁴³. En 1980 se introdujo la técnica de sustracción angiográfica o angiografía digital, que consistía en la manipulación electrónica por computadora de las imágenes angiográficas en tiempo real, con la sustracción de estructuras óseas y otros tejidos de forma controlada e instantánea, para conseguir imágenes con menos interferencias, con dosis de contraste mínimas^{149,150}. También con la aplicación de amobarbital sódico intraarterial se consiguió bloquear la función cortical de forma reversible en el llamado test de Wada²⁰¹.

La tomografía computarizada (TC) viene a constituir una revolución en las pruebas de imagen en medicina y representa la incorporación de los sistemas computarizados desarrollados a partir de los años cincuenta. Desarrollada por Sir Godfrey Hounsfield a finales de la década de los 60 fue empleada por primera vez en 1972. La tomografía computarizada (TC) es la reconstrucción por medio de una computadora de un plano topográfico de un objeto a partir de la medición de múltiples transmisiones de rayos X. Por primera vez se consiguió un estudio capaz de visualizar el parénquima cerebral^{9,31}.

La espectroscopía por resonancia magnética fue descubierta en 1946 por Félix Bloch y Eduard Purcell, de forma independiente⁹. Desde entonces ha sido utilizada en múltiples campos de la investigación hasta

que en 1971 Damadian identificó y separó el tejido normal del neoplásico mediante las medidas de los tiempos de relajación T1 y T2, y en 1973 Paul Lauterbur desarrolló el primer sistema capaz de crear una imagen mediante el empleo de la RM^{41,45,71}. Se considera un medio diagnóstico sin peligros conocidos al no utilizar rayos X sino fuentes de energía muy débiles, cuyas longitudes de onda son similares a las empleadas en radiocomunicación. Permite obtener imágenes en los tres planos: axial, sagital, y coronal.

A lo largo de la segunda mitad de siglo XX se han ido incorporando a la medicina diferentes sistemas informáticos desarrollados inicialmente para la industria⁴⁰. La posibilidad de fusionar imágenes de diferentes estudios, TC y RM, RM funcional y RM, etc.²⁰⁹ La aparición de los programas y sistemas digitalizadores inicialmente empleados en la TC han permitido el desarrollo de la neurocirugía guiada por imagen. Estos sistemas son capaces de transformar imágenes a un lenguaje matemático que comprenden las computadoras, esto es básicamente a un sistema binario de información⁵⁵. Gracias a esta transformación estos sistemas informáticos son capaces de modificar los datos y realizar reconstrucciones de imágenes en tres dimensiones, calcular e identificar estructuras y volúmenes diferentes en el cuerpo humano y en concreto en la neurocirugía guiada, cálculo de coordenadas de estructuras intracraneales^{57,58}.

1.2. INICIO DE LA NEUROCIURUGÍA ESTEREOTÁCTICA

La primera técnica para la localización espacial de estructuras intracraneales en la era científica moderna puede atribuirse a Dittmar⁴⁴, quien en 1873 empleó una cánula guiada para realizar una sección en el bulbo de la rata con el fin de realizar estudios neurofisiológicos de dicha estructura. Esta técnica no se considera estereotáctica dado que dicho autor no empleó en su diseño un sistema de coordenadas tridimensional para identificar el punto en el espacio donde debía insertar la cánula. En

Rusia alrededor de 1889 Zernov^{96,220} describió lo que denominó encefalómetro, sistema que empleaba para localizar determinadas áreas en la superficie del cerebro, sin embargo tampoco se basaba en el cálculo de coordenadas tridimensionales^{5,65}. Este sistema es empleado posteriormente por Altukov demostrando su utilidad clínica y publicando sus resultados dos años más tarde⁵.

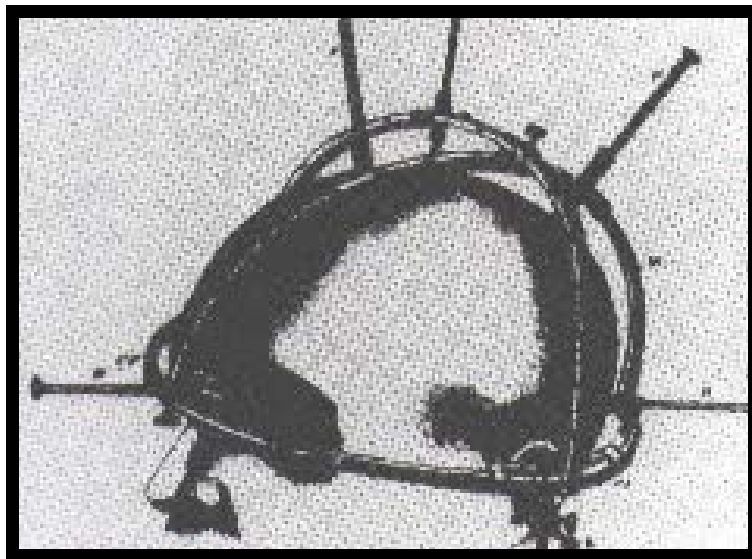


Foto 3: Encefalómetro de Zernov

La evolución histórica de la neurocirugía funcional es difícil estudiarla cronológicamente, dado que diferentes campos fueron desarrollados independientemente a lo largo de los años. La aparición de la cirugía estereotáctica comenzó con el empleo de los principios cartesianos por Horsley y Clarke⁹⁰ quienes describieron el primer aparato estereotáxico para animales en su publicación “The structure and functions of the cerebellum examined by a new method” en 1908. Sir Victor Horsley fue un neurofisiólogo y neurocirujano que intentaba diseñar una técnica para insertar un electrodo de forma precisa en el núcleo dentado del cerebelo del mono. Él contactó con Robert Henry Clarke, cirujano del Western Infirmary Hospital de Glasgow y con gran interés por la instrumentación delicada y el sistema nervioso central, para ayudarlo a diseñar un instrumento que realizara dicho procedimiento de forma

precisa. Ellos llamaron a dicha técnica estereotáctica, del griego “stereo” para denominar tres dimensiones y “taxis” para técnica^{65,90}. Cuando esta técnica fue posteriormente aplicada a la cirugía humana algunos autores la denominaron estereotáctica. En la reunión mundial de la Sociedad de Neurocirugía funcional y estereotáctica celebrada en Tokio en 1973 se decidió preservar el concepto establecido por Horsley y Clarke para la cirugía experimental en animales y denominarla Técnica estereotáctica cuando su empleo era en humanos⁹⁴. Aunque Clarke llegó a sugerirle a Horsley que la técnica podía emplearse en humanos, éste último se negó a utilizarla fuera del laboratorio.

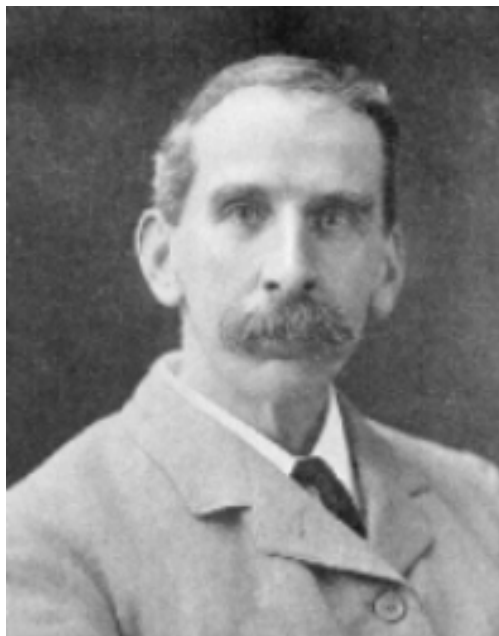


Foto 4: Sir Victor Horsley. 1886.

Mussen, neurofisiólogo afincado en Londres¹²⁵, llegó a diseñar el mismo instrumento adaptado al cráneo humano pero no pudo persuadir a sus colegas neurocirujanos para utilizarlo^{106,145}. El problema de conseguir un sistema de referencia preciso para su empleo en humanos no fue resuelto hasta 1947 cuando Ernest A. Spiegel, un neurólogo huido de Alemania en 1936, y Henry T. Wycis, discípulo suyo y posteriormente neurocirujano, publicaron el diseño de un aparato estereotáctico que

permitía realizar radiografías intraoperatorias para localizar determinados puntos en el cerebro¹⁰⁶.

En una referencia sobre el aparato estereotáxico de Horsley y Clarke Spiegel dice: “ Hay una diferencia básica entre el método estereotáxico originalmente utilizado por Horsley y Clarke en animales y el método de introducir electrodos en el cerebro humano, iniciado por nosotros en 1947. Clarke utilizaba como referencia puntos craneales. La gran variabilidad de las relaciones craneocerebrales encontradas en el hombre, hace que los puntos craneales de referencia no sean aptos para la localización de estructuras corticales y profundas del cerebro humano. El hecho de existir cráneos dólico-meso o braquiocefálicos y dentro de ellos diferentes dimensiones, hace necesaria la introducción de puntos intracerebrales de localización”¹⁸⁵. En 1948, Spiegel y Wycis, basándose en los trabajos de Russell Meyers, producen la primera lesión estereotáctica con el empleo de alcohol en un paciente afecto de Corea de Huntington^{183,186}. De esta forma se podían localizar estructuras anatómicas refiriéndolas a un atlas estereotáctico del cerebro humano que posteriormente ellos publicaron^{184,185,187}. Originalmente denominaron a esta técnica Estereoencefalotomía, en función del concepto tridimensional en el que se basaba. Con éste trabajo quedaron establecidas las bases de la actual Neurocirugía funcional y estereotáctica. El modelo original de Spiegel y Wycis que se encuentra en el Instituto Smithsonian, tiene cierto parecido con el aparato original de Horsley y Clarke⁵⁴.

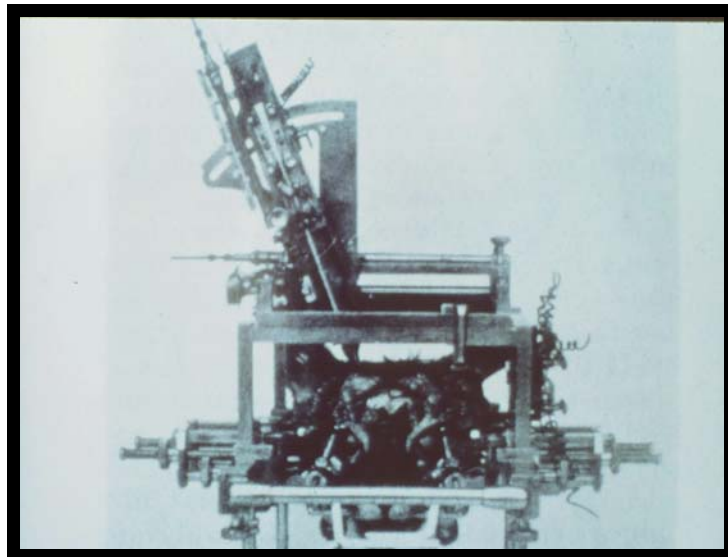
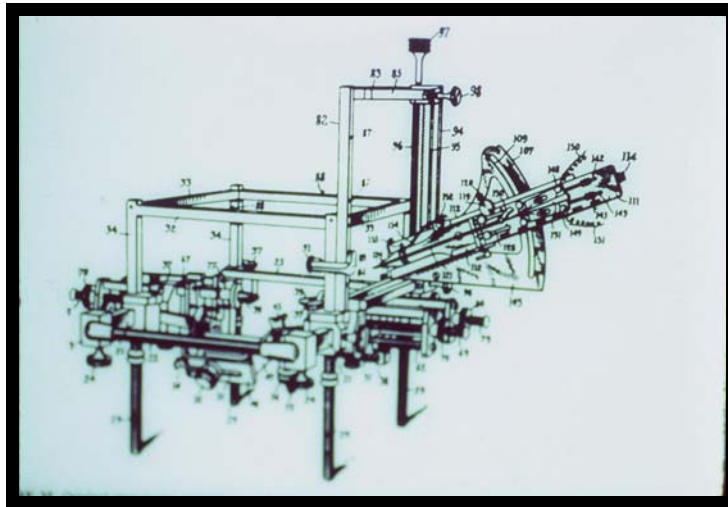
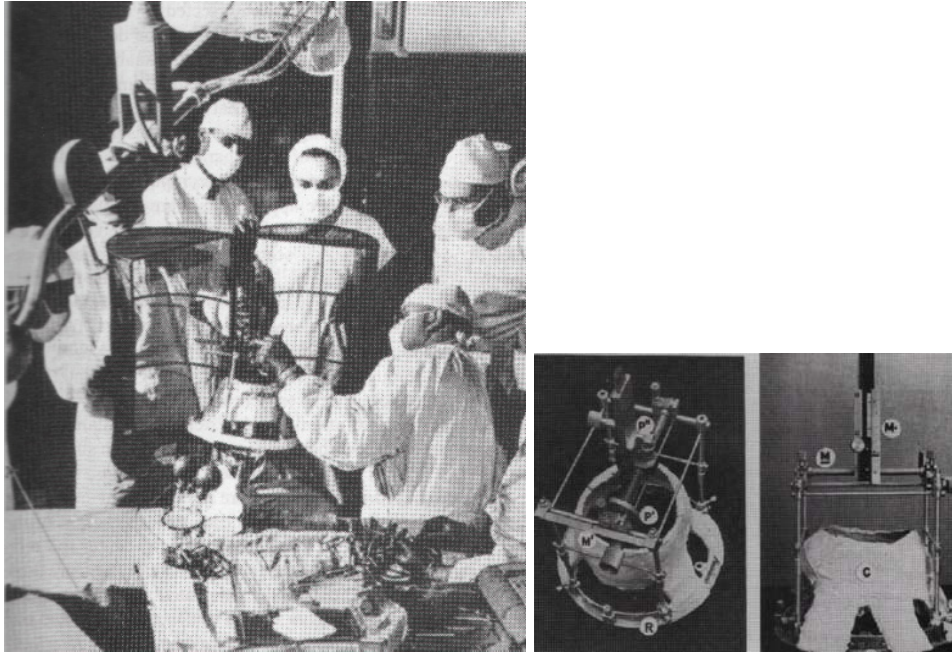


Foto 5 y 6: Diseño de Horsley y Clarke

El estereoencefalotomo estaba anclado a un anillo que se colocaba sobre la cabeza del paciente y era alineado con el conducto auditivo externo y los rebordes orbitarios superiores. El anillo se sujetaba por un molde de escayola adaptado para cada paciente. Sobre el anillo se montaba un tornillo micrométrico que podía mover la cánula o el electrodo anterior, posterior y lateralmente, y avanzarlo a través de una trayectoria vertical. Tras realizar una neumoencefalografía se tomaban las medidas intraoperatoriamente para el cálculo de coordenadas.



Fotos 7 y 8: Spiegel y Wycis durante una cirugía y foto del marco con el anillo de escayola

La Lobotomía prefrontal era un procedimiento muy popular en aquellos años antes de la aparición de los fármacos psicotrópicos^{89,135}. Spiegel impulsó esta técnica intentando evitar las complicaciones derivadas de la previa. En esos años el conocimiento de la neurofisiología avanzó rápidamente hasta definir el concepto de sistema extrapiramidal y las vías implicadas en el dolor²⁰³ y los trastornos del movimiento, gracias a los estudios experimentales con animales de laboratorio con esta nueva técnica. La tecnología con Rayos x evolucionó de tal forma que se podían obtener radiografías intraoperatorias. Los puntos de referencia inicialmente empleados fueron calcificaciones en la glándula pineal y a nivel del foramen de Monro, definidos por inyección de aire en el sistema ventricular a través de una punción lumbar, pero pronto la línea intercomisural recomendada por Talairach y colaboradores se impuso como la más adecuada^{142, 191}.

Previamente a la introducción de ésta nueva técnica, gran parte de los principios de la Neurocirugía de los trastornos del movimiento fueron desarrollados por Russel Meyers¹³⁸ en la Universidad de Iowa, que diseñó abordajes para la interrupción del sistema extrapiramidal, como el Interhemisférico para interrumpir el Ansa lenticularis en la base del Globus pallidus en el tratamiento de la rigidez y el temblor o el abordaje transventricular para alcanzar la cabeza del Nucleo caudado en el tratamiento de las discinesias, pero con una tasa de mortalidad del 15,7%. Por el contrario con el uso de la estereotaxia, Spiegel y Wycis¹⁸⁶ disminuyeron la mortalidad al 2% y posteriormente Riechert y Mundinger¹²⁴ a menos del 1%, que es la que se considera aceptable en la actualidad.

Inspirados por Spiegel y Wycis un gran número de neurocirujanos en el mundo comenzaron a diseñar sus propios aparatos y técnicas. Mención especial merecen los trabajos de Irving S. Cooper. Cooper expone los hechos de la siguiente forma: “ En octubre de 1952 un hombre de 52 años fue propuesto para cirugía por padecer un parkinsonismo postencefálico, con rigidez y temblor en extremidades derechas. Se pensó en realizar una pedunculotomía izquierda para aliviar las manifestaciones derechas. De acuerdo con ello, el 9 de octubre se practicó una craneotomía temporal, apertura de duramadre y elevación del lóbulo temporal izquierdo, exponiendo el borde libre del tentorio y las aracnoides de las cisternas basales. Debido a las adherencias, las cuales es frecuente encontrar en casos postencefálicos, fue necesario utilizar un bisturí con buen corte para abrir la aracnoides de la cisterna interpeduncular. De esta maniobra una pequeña arteria sangró profusamente. Con objeto de ver el lugar de procedencia fue necesario reseca el girus temporal inferior y la arteria fue ocluida mediante un clip de plata. Fue totalmente imposible comprobar cual había sido la arteria sacrificada, la coroidea anterior o la comunicante posterior. Debido a la profusa hemorragia y a la posibilidad de que el vaso interrumpido podía ser el descrito por Alexander como la arteria pallidohipocampal, la operación fue terminada sin seccionar el pedúnculo cerebral. El curso

postoperatorio se caracterizó por ausencia de temblor y rigidez en extremidades derechas, aunque la actividad motora y sensorial continuaba intacta. Se realizó una arteriografía postoperatoria que demostró que la arteria comunicante posterior se llenaba normalmente. Sin embargo la arteria coroidea anterior no se visualizó y la posición del clip de plata correspondía a la situación de este vaso. Concluimos que la arteria sacrificada había sido la coroidea anterior...”. Cooper de 1952 a 1955 trata cincuenta casos de parkinsonismo con este proceder quirúrgico, demostrando que la oclusión de la arteria coroidea anterior aliviaba el temblor, la rigidez y la incapacidad en algunos casos. Sin embargo presenta un porcentaje de casos con importantes déficits motores. Basándose en los trabajos de Alexander, Cooper establece una hipótesis para explicar el alivio del temblor y rigidez con su técnica de oclusión arterial³⁴. Los segmentos medial e intermedio del globus pallidus, así como la región de la cápsula blanca interna adyacente (La cual es cruzada por el fascículo y ansa lenticularis con sus conexiones pallido-talámicas) y la región ventro-lateral del tálamo, se encuentran irrigados por la coroidea anterior. Cooper de una manera casual también llegó a la conclusión de que la destrucción del nucleo ventrolateral del tálamo conlleva la desaparición del temblor y rigidez contralateral^{34,35}. Las lesiones que él establecía hasta entonces se localizaban en la región posterior del pallidum. La localización de una lesión en un lugar erróneo al establecido, pero seguido de un excelente resultado, le llevó a meditar sobre posibles áreas de abordaje quirúrgico en el tálamo^{35, 134}. (Ver fotografía 9).

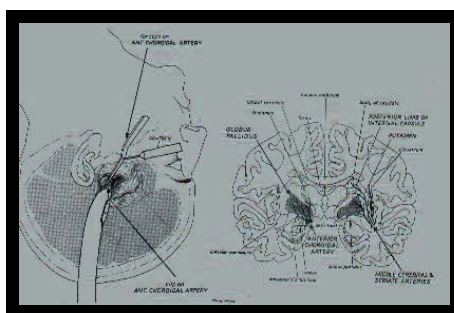
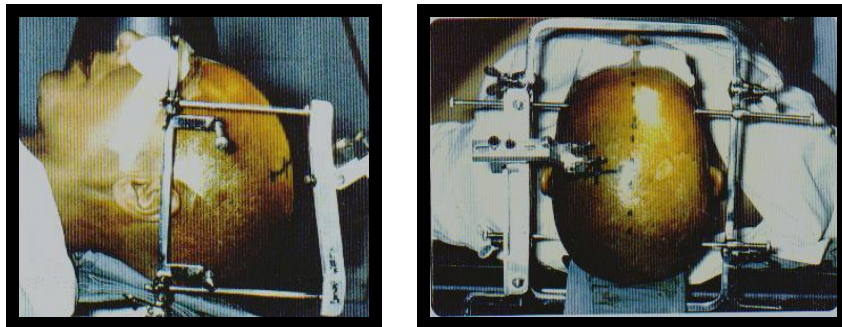


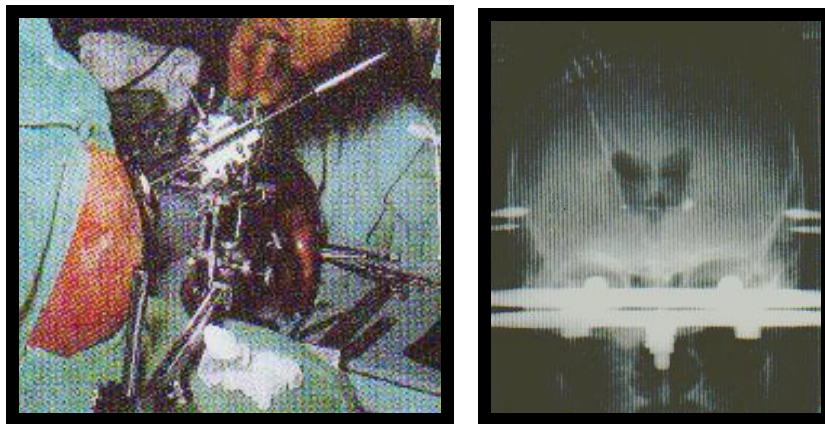
Foto 9: Esquema Cooper.

La baja incidencia de complicaciones con los métodos estereotácticos le hace adoptar esta técnica diseñando un sistema de arco estereotáctico similar al de Narabayashi. Cooper junto con la colaboración

de G. Bravo diseñaron una cánula de doble luz con un balón inflable utilizando una mezcla de alcohol absoluto y cera virgen incandescente para producir lesiones y lo denominaron Quimiopallidectomía y quimiotalamectomía^{34,35}. Tanto Cooper como Bravo adoptan posteriormente un sistema de localización diseñado por otro español C. Parera^{134,141}. Sistema de localización de tipo translacional de manejo sencillo y muy original. Estos autores desarrollarán esta técnica ampliamente en nuestro país¹⁴¹.



Fotos 10 y 11: Vista lateral y superior del marco estereotáctico de Parera.



Fotos 12 y 13: Vista de la inserción de la cánula en el marco de Parera y foto de ventriculografía con el marco puesto en el paciente.

Durante los años cincuenta por lo menos otros cuarenta aparatos estereotácticos^{94,102} fueron diseñados siguiendo fundamentalmente tres modelos^{124,135}. Los instrumentos de Horsley-Clarke y Spiegel-Wycis eran de tipo traslacional, es decir la posición de la cánula o electrodo se cambiaba deslizándolo anteroposteriormente y lateralmente a lo largo de una placa base y con un tornillo micrométrico a lo largo de una trayectoria vertical calculando cada una de las tres coordenadas de forma

independiente. El sistema de Leksell¹⁰² y Riechert¹²⁴, y posteriormente el de Todd-Wells^{97,98}, estaba centrado en un arco, es decir las tres coordenadas calculadas establecían el centro de un arco semicircular a lo largo del cual el portador del electrodo podía moverse señalando siempre hacia el isocentro, de tal forma que cualquier trayectoria se dirigía hacia la diana en el centro del arco. Los sistemas montados en un trépano como el de McCaul¹¹⁵, no tenían ajustes laterales pero tras colocar el sistema y realizar radiografías de cráneo se podía calcular la trayectoria del electrodo. Finalmente un cuarto tipo fue introducido en 1980 como el de Brown-Roberts-Wells, basado en un complejo sistema de arcos interlocantes^{22,106}. Diferentes centros para investigaciones estereotácticas fueron apareciendo por todo el mundo: Talairach¹⁴² y Guiot^{78,79} en París, Gillingham en Inglaterra, Laitinen y Toivakka en Finlandia, Bertrand en Canadá, Velasco-Suarez y Escobedo en México, Obrador¹³⁴ y Bravo en España y otros muchos¹⁰⁶. En 20 años la neurocirugía estereotáctica se había difundido a todo el mundo. Se estima que en 1969 ya se habían tratado 37.000 pacientes con el empleo de esta técnica⁶⁵.

Algunos autores también, modifican las guías estereotácticas clásicas para obtener un mejor rendimiento en las condiciones habituales de su quirófano y medio habitual de empleo.

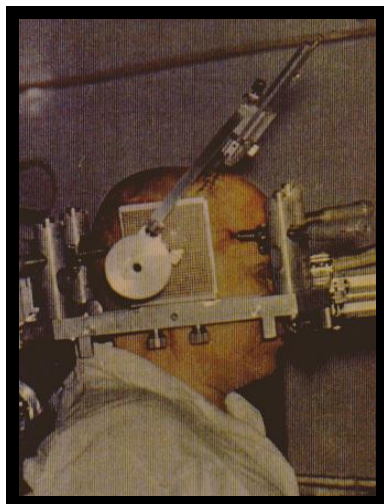


Foto 14: Modificación de Manrique a la guía de Talairach.
(Hospital Puerta de Hierro. Madrid.)

1.3. EVOLUCIÓN HISTÓRICA DE LOS SISTEMAS DE ESTEREOTAXIA

Los diferentes sistemas estereotácticos pueden clasificarse en cuatro grupos como citábamos previamente, estos son^{64,65}:

- 1-Sistemas traslacionales o rectilíneos.
- 2-Sistemas montados sobre un trépano.
- 3- Sistemas centrados en un arco.
- 4-Sistemas de arcos interlocantes.

El sistema traslacional fue el primer diseño empleado para experimentación animal por Horsley y Clarke. Permitía la maniobrabilidad del electrodo o aguja de biopsia en dirección vertical o longitudinal por un desplazamiento lineal del portador de ambos²⁴. Modificaciones posteriores fueron incorporando movimientos angulares en sentido sagital y lateral pero sobre la base de un movimiento rectilíneo del portador de la cánula. La segunda categoría consiste en aquellos instrumentos que se adaptan a una apertura en el cráneo del paciente. Poseen una esfera en su centro que a modo de cojinete puede orientarse en diferentes ángulos con un orificio en el centro para el paso de la cánula. Trazando líneas a través de la diana y dicho orificio en la radiografías simples en posición anteroposterior y lateral se pueden determinar los ángulos de aproximación a la diana.

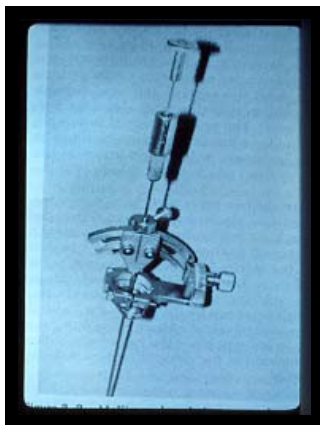


Foto 15: Ejemplo de sistema para montar sobre un trépano

Un tercer tipo de sistemas son aquellos que incorporan un arco que se centra sobre la diana establecida. Finalmente el cuarto tipo de sistemas y más reciente emplea dos arcos unidos para guiar el electrodo. Una computadora se emplea para calcular los distintos ángulos de ambos arcos y dirigir el electrodo en la trayectoria deseada.

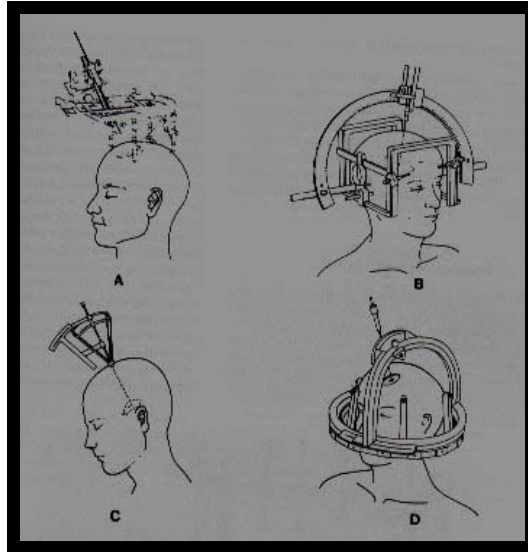


Foto 16: Esquema de los cuatro modelos

1.3.1. Desarrollo inicial de los instrumentos estereotácticos.

El primer instrumento que empleaba un cálculo de coordenadas fue denominado “encefalómetro”^{45,220}. Este aparato diseñado por el Profesor D.N. Zernov y presentado el 22 de Marzo de 1889 en la Sociedad de Física y Medicina de la Universidad de Moscú presentaba un círculo de aluminio fijado sobre la cabeza del paciente en un plano horizontal. La localización espacial de un punto estaba basada empleando las divisiones en su ecuador para calcular la longitud y las divisiones del meridiano para calcular la latitud. Fue empleado con éxito en un paciente en ese mismo año^{100,220}. El paciente estaba en estado comatoso como resultado de una fractura de cráneo y con crisis jacksonianas en el hemisferio derecho. El neurólogo sugirió la posibilidad de realizar un trépano para explorar la

circunvolución rolándica izquierda. Con el empleo del encefalómetro la región fue localizada con evacuación de una gran cantidad de material purulento. Aunque el encefalómetro estaba basado en principios matemáticos, no se fundamentaba en el cálculo de coordenadas tridimensionales por lo que no se ha llegado a considerar un sistema estereotáctico, aunque sí uno de sus predecesores.

Poco después del invento de Zernov, en 1908^{30,67} se publicó en el *British Medical Journal* un artículo preliminar que dos años después se completó por otro artículo denominado "The structure and function of the cerebellum examined by a new method"⁹⁰. En ambos Sir Victor Horsley, conocido neurocirujano inglés y Robert Henry Clark describían su aparato y la aplicación del mismo en los experimentos neurofisiológicos en animales. La idea inicial del desarrollo de este instrumento fue el deseo de Horsley de estudiar mediante lesión o estimulación los núcleos profundos del cerebelo en animales de experimentación. Tras exponerle la idea a Clark fue éste quien concibió el diseño de un instrumento capaz de localizar un punto en el espacio basado en principios geométricos. El sistema inicial denominado "Instrumento estereoscópico de Clark para excitación y electrolisis" fue construido en 1905 por James Swift de la compañía Palmer en Londres y su precio fue de 300 libras esterlinas^{54,177}. Este instrumento consistía en un marco base adaptado a la cabeza del animal con una serie de barras que se sujetaban en el meato auditivo externo, dorso de la nariz y rebordes orbitarios³⁰. Lateralmente se colocaban unos tornillos que se fijaban al cráneo del animal. Este instrumento se empleó por primera vez en el *Macacus Rhesus* en 1906^{30,177}. Estos autores no sólo fueron los primeros en diseñar un aparato estereotáctico sino que también publicaron el primer atlas estereotáctico en una monografía posterior^{67,133}.

Las limitaciones del sistema traslacional que solo permitían dirigir la cánula en una sola orientación llevó a Clarke a intentar mejorar el sistema instalando una serie de mecanismos que permitían la angulación de la cánula determinados grados. Posteriormente diseñó un nuevo

sistema basado en dos anillos concéntricos que permitían un giro de 360° en el plano horizontal y que soportaban de forma perpendicular un arco que permitía la introducción de la guía en múltiples inclinaciones. A pesar de la brillantez del diseño y de sus numerosas ventajas para el estudio neurofisiológico este sistema no fue empleado hasta 1930, sin embargo Clarke ya intuyó que con este instrumento en un futuro podrían incluso tratarse tumores cerebrales bien con descargas eléctricas o con implantes de Radio a través de un mínimo acceso en el cráneo del paciente¹³³.

Otro de los pioneros de la estereotaxia de entonces fue Aubrey Mussen, quien retomó los estudios neurofisiológicos de Clarke y realizó estimulaciones del núcleo espinal en el gato y en el mono¹²⁵. Inspirado en este nuevo método pretendió diseñar un instrumento aplicable a los humanos¹⁴⁵. El marco de Mussen fue construido en Londres en 1918, su diseño rectangular basado en coordenadas rectilíneas pretendía el diseño de un espacio ortogonal para el abordaje de lesiones en el plano sagital o coronal. A pesar de su diseño original nunca llegó a emplearse en humanos y fue descubierto tras su muerte en el ático de su domicilio en 1940, datándose su construcción alrededor de 1918 por la envoltura con la que estaba almacenado dado que era un periódico con dicha fecha¹⁴⁵.

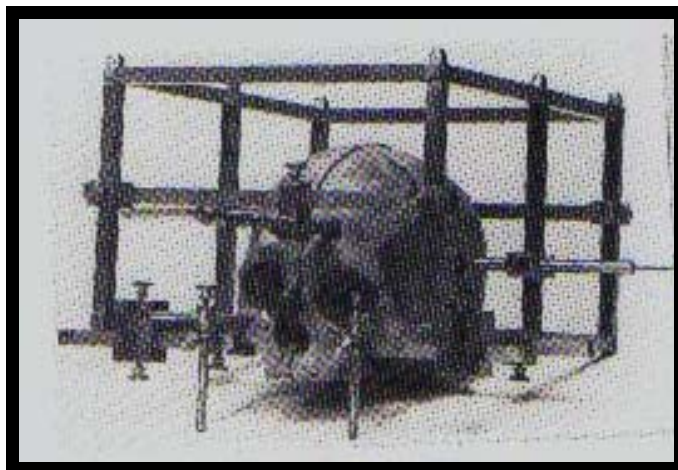


Foto 17: Sistema de Mussen. No se llegó a emplear.

El problema del desarrollo de la estereotaxia en su aplicación clínica permaneció estancado durante varios años. La gran variabilidad de las

marcas externas en el hombre respecto a estructuras intracraneales constituía el mayor obstáculo para el convencimiento de los neurocirujanos de aquella época del empleo de estos sistemas dado que lo consideraban totalmente inseguro. No fue hasta el desarrollo de los estudios de imagen, en concreto la ventriculografía cuando Spiegel y Wycis incorporaron la neumocencefalografía a la estérotaxia tomando como referencia la glándula pineal calcificada y retomando esta técnica en la práctica neuroquirúrgica¹⁸⁷.

1.3.2. Evolución y empleo de los marcos de estérotaxia modernos.

A. Sistemas Transnacionales:

Spiegel y Wycis hicieron 5 modelos de su estereocencefalotomo incorporando movimientos angulares en sus diferentes modelos. Tras la difusión de este sistema en Estados Unidos aparecieron múltiples modificaciones de este sistema traslacional en la literatura mundial. Talairach en l'Hospital Sainte Anne en París en 1950 fue uno de los contribuyentes más importantes en esta época¹⁴². No solo desarrolló su propio aparato estereotáctico sino que publicó dos Atlas de anatomía basados en coordenadas estereotácticas¹⁹¹. Este autor junto con sus colaboradores destacó la importancia de la identificación de la línea entre la comisura anterior y posterior como referencia de la posición de los núcleos cerebrales de la base¹⁷². La guía de Talairach diseñada inicialmente en 1949 consistía en un marco de aluminio fijado al cráneo por cuatro tornillos sobre el que se desplazaban cuatro cajas rectangulares con múltiples orificios con un milímetro de separación en cada uno de los lados del marco. Con el empleo de telerradiografías los haces de rayos X eran prácticamente paralelos por lo que los orificios podían ser alineados para conseguir un abordaje ortogonal a dianas intracraneales. Una desventaja de este sistema era su incompatibilidad con la TC. En la Universidad de Tokio en Japón, Narabayashi quien había aprendido los principios de la estérotaxia con el profesor Ogawa que poseía el aparato de Horsley y Clarke, diseñó un instrumento en 1950 que colgaba del techo

y cuya aguja se podía dirigir en las tres dimensiones¹²⁸. Empleando la neumoencefalografía tomaban como referencia la masa intermedia. Este autor y sus colaboradores fueron capaces de realizar registros con microelectrodos en el pálido y tálamo dorsomedial en el estudio del temblor y la rigidez¹²⁷.

Gerald Guiot desarrolló su instrumento en París alrededor de la misma época para realizar también cirugías en pacientes con enfermedad de Parkinson^{78,79}. Posteriormente John Gillingham profesor de Neurocirugía en Edimburgo y amigo de Guiot, modificó su instrumento en 1960^{55,67}. Este sistema constaba de un soporte de acero sobre el que se fijaban en el plano vertical tres arcos. Con ayuda de la venticulografía para obtener los puntos de referencia, la cánula podía ser introducida de forma parasagital a través de un trépano occipital hacia el tálamo con control lateral y vertical.

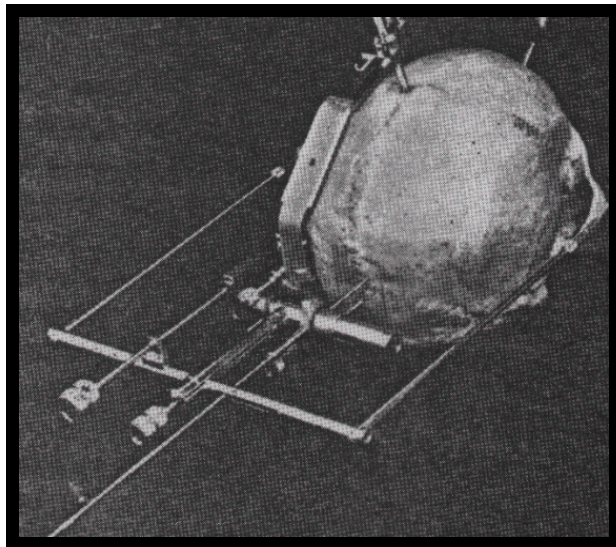


Foto 18: Sistema de Guiot

B.-Sistema montados sobre un trépano:

Tras la generalización del empleo de la estereotaxia, algunos autores intentaron simplificar el sistema consiguiendo aparatos más simples y menos caros pero con menor precisión. Estos instrumentos consistían en una esfera a modo de cojinete con un orificio para introducir

la aguja y un sistema roscado de fijación al trépano. Tras colocar el aparato se realizaba radiografías anteroposteriores y laterales para calcular la distancia y angulación de la aguja y durante el procedimiento se repetían los estudios radiológicos para confirmar la posición de la aguja. Autores como Cooper y Bravo^{34,35} (1955), McCaul¹¹⁵ (1959) y Rand¹⁵¹ (1961) fueron algunos de los que desarrollaron estos sistemas basándose en el cálculo de coordenadas polares.

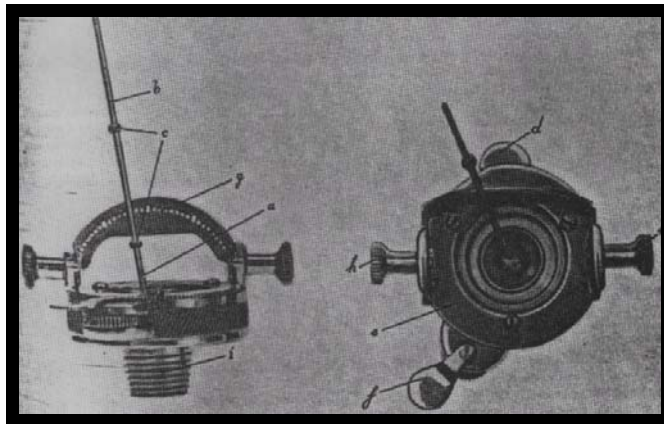


Foto 19: Sistema de trépano de McCaul

C. Sistemas de Arco:

Tras su visita a Filadelfia en 1947, Lars Leksell volvió a Suecia donde desarrolló el primer aparato de estereotaxia centrado en un arco. La guía, basada en coordenadas polares y rectilneas tenía una base fijada al craneo sobre la que se colocaba el arco¹⁰⁰. Este arco podía desplazarse de tal forma que podía introducirse la aguja en cualquier dirección en el craneo permaneciendo el arco centrado en todo momento en la diana calculada. Una de las ventajas del invento de Leksell fue su compatibilidad con las nuevas técnicas de imagen como la TC y la RM^{103,104}. Después de realizar probablemente una de las primeras intervenciones estereotácticas en Europa con la evacuación de un gran quiste de un craneofaringioma e inyectando posteriormente un radioisótopo, Leksell comentó a su personal “...la operación me ha convencido de que esta técnica supone un importante avance en la cirugía profunda del cerebro...”⁶⁵. Los sistemas de

arco se hicieron populares y en Estados Unidos un cirujano Edwin Todd junto a un ingeniero Trent Wells desarrollaron un sistema en el que la cabeza del paciente se encontraba fijada a una esfera que podía ser movida con tres grados ortogonales¹⁹⁵. Sobre esta se desplazaban una serie de arcos que como en el sistema de Leksell permanecían centrados en la diana calculada.

Con la aparición de la TC muchos neurocirujanos modificaron sus sistemas para hacerlos más versátiles. Algunos de ellos incluso diseñaron instrumentos específicos para su empleo con la TC como Platil. Colocando la entrada del haz de rayos (En inglés “gantry”) de la TC perfectamente vertical y alineando perfectamente la posición de la luz con el marco, las coordenadas X e Y podían ser obtenidas directamente del corte de la TC¹⁴⁶.

Shelden desarrolló un sistema único en la microneurocirugía estereotáctica realizando una modificación del sistema de Riechert-Mundinger adaptándolo a la TC de General Electric. Él junto con sus colaboradores diseñó lo que denominaron el Resectoscopio Tumoral, que era capaz de definir una diana calculada estereotácticamente de forma tridimensional a través de la visión binocular de un microscopio y que tiene cierto parecido en la metodología al sistema de Kelly¹⁷⁸.

D.-Sistemas de arcos interlocantes:

El cuarto tipo de guías estereotácticas consiste en el sistema de arcos interlocantes o sistema de Brown-Roberts-Wells. Este aparato surge de la colaboración entre Theodore Roberts, neurocirujano y Russell Brown, matemático y estudiante de medicina y Trent Wells, ingeniero en California⁸. Este sistema se basa en tres conceptos fundamentales. La conversión de datos bidimensionales de la imagen de la TC a un sistema de coordenadas tridimensionales definidos por las coordenadas anteroposteriores y laterales y una dimensión vertical añadida la capacidad de definir una diana en el espacio desde un número infinito de posiciones y la posibilidad de verificar puntos y posiciones establecidas

antes de la cirugía^{22,83}. Este sistema consiste en un anillo base que se fija al cráneo con cuatro tornillos, un sistema de localización en forma de “N” que crea nueve marcas en un corte de la imagen de la TC y que sirve como puntos de referencia de coordenadas bidimensionales para el cálculo de la diana. Con el empleo de un programa informático estas coordenadas definen cuatro ángulos (alfa, beta, gamma y delta). Estos ángulos sirven para ajustar el arco con el sistema de guía. La combinación de estos cuatro ángulos permite alcanzar cualquier punto definido dentro del arco desde cualquier punto de entrada⁸⁴. Una modificación posterior dio lugar a la Guía de Cosman-Roberts-Wells que emplea una base rectangular que soporta el sistema anterior con un arco con el sistema de guía, siendo más sencillo el manejo que con el previo³⁶.

1.3.3. Aparición de los Sistemas sin marco o Sistemas guiados por ordenador.

El desarrollo de los sistemas de estereotaxia ha conseguido a lo largo de la historia una gran precisión y fiabilidad en la práctica neuroquirúrgica habitual, sin embargo presentan ciertas limitaciones técnicas como son la incomodidad para el paciente y su interferencia con los procedimientos quirúrgicos abiertos. Estas limitaciones proporcionaron el ímpetu de algunos autores de mejorar la técnica. Así surge el concepto de cirugía estereotáctica interactiva volumétrica desarrollado por Kelly que ha sido la base de los sistemas de neurocirugía interactiva guiada por ordenador^{95,96,97}.

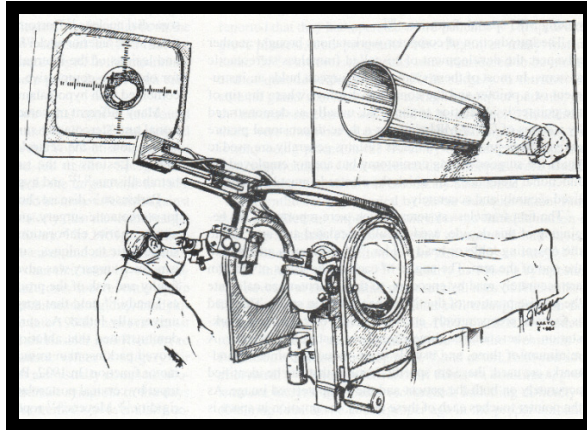


Foto 20: Esquema del sistema de cirugía volumétrica de P. Kelly

La primera aplicación de un sistema de neurocirugía interactiva sin marco fue desarrollada por Roberts y colaboradores en 1986¹⁵⁵. Se basaba en el empleo de una distancia focal en un microscopio quirúrgico como indicador de posición. Tres marcadores radiopacos se colocaban sobre la piel del paciente antes de la realización de la TC. Una vez que el paciente estaba colocado en la mesa de quirófano el microscopio se dirigía hacia dichos marcadores, proporcionándole a un ordenador un nuevo sistema de referencia en el espacio. Emisores de ultrasonidos unidos al microscopio creaban en el ordenador una imagen tridimensional en la que se encontraban los puntos de referencia colocados previamente sobre el paciente^{154,155}.

El siguiente avance llegó con el desarrollo del “Neuronavegador”^{207,208} que surgió de la colaboración de un grupo de neurocirujanos e ingenieros en Tokio. Consistía en un brazo mecánico con múltiples articulaciones que se fijaba al soporte de la cabeza en la mesa de quirófano. La calibración se realizaba colocando marcadores metálicos sobre la piel del paciente visibles en los estudios de imagen, tocando estos puntos con la punta del neuronavegador se realizaba el registro de los mismos en el ordenador creándose un espacio de coordenadas adaptadas a la imagen de la TC que podía guiar al cirujano a partir de ese momento. La precisión del neuronavegador era de unos 2,5 mm^{207,208}.

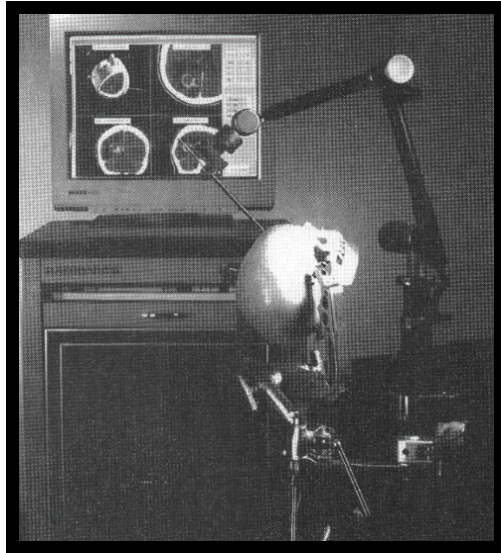


Foto 21: Ejemplo de brazo articulado. Su versión moderna. "WAND"

A partir de ese momento una nueva era en la neurocirugía guiada había comenzado a desarrollarse en diferentes caminos. Las aplicaciones en las diferentes patologías neuroquirúrgicas como cirugía de base craneal¹⁹⁰, cirugía de columna⁶, radiocirugía^{37,108}, cirugía pediátrica⁴ con la realización de mínimos abordajes¹ gracias a ese aumento de la precisión se están poco a poco estableciendo en la práctica quirúrgica diaria. La mejora de los programas informáticos y los ordenadores aumentan la precisión¹¹⁰ y velocidad de proceso de las imágenes consiguiendo realizar fusiones de imágenes por RM con estudios funcionales realizados con PET y RM funcional que no solo orientan al neurocirujano de la posición anatómica sino que le facilitan información sobre las zonas elocuentes en las que está actuando^{23,85}.

Por otro lado la incorporación de la RM intraoperatoria permite trabajar en tiempo real y corregir constantemente la posición del cerebro y sus estructuras anatómicas^{52,176}. Finalmente cabe señalar los diseños dirigidos al manejo automático de microscopios o incluso sistemas robotizados¹⁵. Todo este gran desarrollo tecnológico ha fundido la necesidad de mejorar la imagen del sistema nervioso no sólo desde el punto de vista anatómico sino también funcional en tres dimensiones, con la precisión necesaria para solucionar el problema del paciente respetando

al máximo la función, convirtiéndose en lo que algunos autores han denominado “el Sextante del Neurocirujano”^{47,49} .

1.4. BASES MATEMÁTICAS DE LOS SISTEMAS GUIADOS

La localización de un punto en el espacio puede ser definida por la asignación de “n” coordenadas a ese punto. Pierre de Fermat y René Descartes reconocieron que un sistema compuesto de dos líneas perpendiculares podía ser utilizado para identificar cualquier punto en un plano. Las distancias a lo largo de cada una de estas líneas (que pueden ser llamadas ejes X e Y) desde su origen (La intersección de ambas a la que generalmente se le da el valor 0) hasta un punto dado, nos proporciona un par de números o coordenadas únicas para ese punto. Este sistema rectangular de coordenadas es llamado comúnmente cartesiano en honor a Descartes y puede ser ampliado a tres dimensiones con la introducción de un tercer eje perpendicular a los previos (eje Z)²⁹.

Hay otras formas en las que un punto puede localizarse en el espacio. Por ejemplo, estas líneas descritas previamente pueden no ser perpendiculares una a la otra (Aunque para no dar la misma información, no deben ser nunca paralelas). De otra forma, un punto puede ser descrito en el plano especificando su distancia y dirección desde un origen, esto es, un radio “r” y un ángulo (Generalmente denominado θ) empleando un sistema de coordenadas polares. Esto puede ser ampliado a 3 dimensiones con un sistema de coordenadas cilíndrico, especificando una distancia a lo largo de un eje adicional (Z) perpendicular a un plano original, ó uno puede emplear un sistema de coordenadas esférico especificando un radio “r” y dos ángulos , perpendiculares uno al otro , describiendo la dirección desde el origen. Todos estos sistemas buscan el mismo fin de definir sin error la localización de un punto en el espacio y son matemáticamente equivalentes. Nosotros podemos convertir las coordenadas de un sistema a otro.

Es un ejercicio matemático elemental convertir un punto (r, θ) de un sistema de coordenadas polares, a un sistema cartesiano X, Y simplemente empleando las fórmulas²⁹:

$$x = r \cdot \cos \theta$$

$$y = r \cdot \sin \theta$$

Y lo mismo a un sistema tridimensional de coordenadas esféricas:

$$x = r \cdot \sin \theta \cos \phi$$

$$y = r \cdot \sin \theta \sin \phi$$

$$z = r \cdot \cos \theta$$

Existen una gran variedad de coordenadas espaciales en dos y tres dimensiones que pueden ser utilizadas en un procedimiento estereotáctico. Así la información espacial de los estudios de imagen, atlas, guías estereotácticas y digitalizadores intraoperatorios, pueden ser codificados en los parámetros de tales coordenadas espaciales. Si consideramos en primer lugar los estudios de imagen las coordenadas inherentes a un corte de la TC son intuitivas fundamentalmente. El gráfico del ordenador en un corte está generado empleando las coordenadas propias del TC y las del "gantry" y son accesibles fácilmente desde la consola del mismo. Por convención asignamos como eje X aquel que se dirige de derecha a izquierda y como eje Y al que va en sentido infero-superior y es perpendicular al previo. En neurocirugía el interés se centra en una idea volumétrica o tridimensional real por lo que a la imagen en el corte de la TC el cirujano debe añadir de sus propios conocimientos anatómicos un tercer eje para situar en el parénquima cerebral la lesión que presenta el paciente. Esta localización se puede realizar de forma más precisa de diferentes formas.

La más frecuente es verificar la posición del corte de la TC en la cabeza del paciente o el empleo de los componentes visibles del marco estereotáctico fijado previamente sobre la cabeza del mismo. Existen dos

configuraciones posibles de un sistema de coordenadas ortogonal de tres dimensiones:

Dados unos ejes X e Y en el plano de una página o monitor el eje Z se puede dirigir alejándose del observador o acercándose al mismo. En el primer caso se denomina al sistema como sistema inverso y en el segundo caso directo. Si bien el segundo caso es algo más familiar al observador, se emplea el primero fundamentalmente porque es más sencillo para el ordenador el proceso de cálculo de coordenadas. La proyección geométrica de radiografías convencionales, incluyendo la neumoencefalografía, ventriculografía y la angiografía convencional no es tan simple, pero también se puede solucionar. En estos casos la información es obtenida de dos imágenes bidimensionales y para convertirlas en información tridimensional uno debe incorporar datos de por lo menos dos imágenes de un mismo objeto obtenidas de diferentes perspectivas relacionándolas por magnificación y paralelismo⁴⁰.

Todos estos temas se han solucionado en general, gracias a las matemáticas y en particular en los diferentes sistemas de estereotaxia. Los métodos geométricos empleando diseño gráfico por ordenador (o en inglés "plotting") proporcionaron soluciones no algebraicas antes de la disponibilidad de las computadoras. Las soluciones analíticas para la angiografía biplanar ya han sido desarrolladas para los múltiples sistemas estereotáticos empleando marcadores unidos a la guía¹⁰⁵. También se han descrito marcadores de cuero cabelludo en las adaptaciones sin marco. La incorporación de información anatómica de interés a los atlas estereotáticos depende de información referida a un espacio de coordenadas. Casi todos los atlas son cartesianos y desde una perspectiva matemática difieren fundamentalmente en términos de selección del origen del sistema de coordenadas, la orientación de sus ejes y la incorporación ocasional de metodología estadística. Independientemente de estos temas cada atlas asigna una única referencia tridimensional (el conjunto de cortes anatómicos se agrupa en un volumen tridimensional de forma análoga a los cortes de la TC) a cada

punto anatómico de interés, permitiendo la manipulación e incorporación de esa información a un procedimiento estereotáctico⁵⁵.

Las guías estereotácticas tienen múltiples funciones, incluyendo la definición de un espacio de coordenadas que contiene el volumen intracraneal de un paciente sobre el que tenemos interés desde un punto de vista quirúrgico. Esto puede ser realizado empleando cualquier tipo de sistema de coordenadas de los diferentes marcos estereotácticos¹⁰⁵. Así el Leksell, Talairach y Hitchcock emplean un sistema cartesiano teniendo las coordenadas de la diana en tripletes (X,Y,Z). Los sistemas centrados en un arco como el sistema de Leksell tienen la ventaja de permitir ajustar libremente los ángulos del arco que lleva la sonda sin variar la diana que permanece siempre centrada respecto al arco. Otros sistemas están basados en coordenadas no cartesianas como el sistema de Reichert-Mundinguer que emplea dos ángulos sobre un arco, dos ángulos adicionales sobre el portador de la sonda y una distancia de profundidad¹²⁴. La determinación de esta combinación de coordenadas esféricas fue inicialmente realizada de forma mecánica ajustando la trayectoria de la sonda sobre un simulador. Posteriormente la aparición de sistemas de computación han eliminado este paso calculando las coordenadas directamente de forma matemática. El sistema de Brown-Roberts-Wells en el que la diana y las trayectorias están definidas por cuatro ángulos y una distancia también es no cartesiano²². Su desarrollo a la vez que el desarrollo de los ordenadores ha permitido la conversión de las coordenadas cartesianas de la TC a coordenadas esféricas⁵⁵.

Estos sistemas de coordenadas establecidos por un marco estereotáctico definen un espacio de coordenadas quirúrgicas. Más recientemente están apareciendo sistemas estereotácticos que no requieren un marco mecánico pero sin embargo sí que precisan un espacio de coordenadas quirúrgico sobre el que se va a actuar consiguiéndose esto gracias al empleo de digitalizadores tridimensionales en el quirófano. Estos instrumentos pueden localizar un punto en el volumen donde vamos a trabajar y asignarle unas coordenadas

(generalmente cualquier clase de coordenadas deseadas se pueden obtener con una conversión entre ellas como he citado previamente). Están apareciendo una gran variedad de tecnologías digitalizadoras que pueden realizar tales tareas, como las basadas en emisores de sonidos con micrófonos, brazos articulados con potenciómetros o codificadores ópticos con emisores de rayos infrarrojos¹⁵⁴.

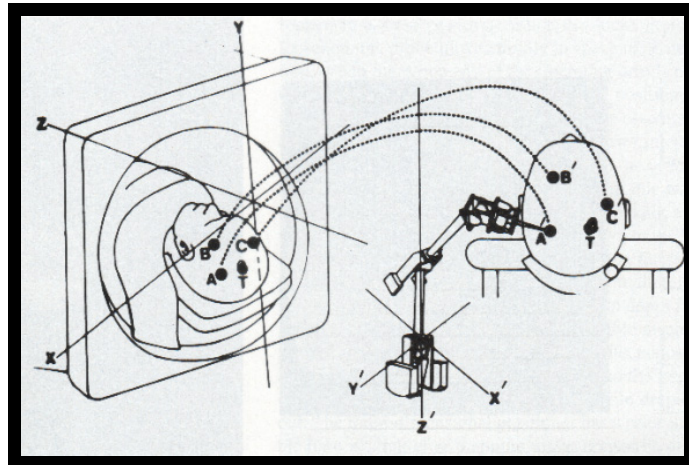


Foto 22: Ejemplo gráfico de transferencia de coordenadas quirúrgicas del TC a la posición de la cabeza en el quirófano en un sistema de brazo articulado.

Estrategias de registro

Dentro de la Neurocirugía guiada por imagen, el *Registro* constituye el proceso de identificación en la imagen de los marcadores colocados sobre la cabeza del paciente que en el caso del empleo de un sistema estereotáctico consiste en la identificación del marco. De la misma forma el corregistro va a consistir en la verificación de dichos marcadores en el espacio quirúrgico¹⁵⁴.

El principio de un procedimiento estereotáctico es la fusión de un espacio de múltiples coordenadas definido por los estudios de imagen con el sistema estereotáctico intraoperatorio. Si los dos espacios de coordenadas son concordantes con puntos que se corresponden en el estudio de imagen con el espacio de trabajo definido por el marco, el

corregistro ya está establecido y no se necesita ninguna manipulación más de las coordenadas establecidas. Inicialmente cuando no existían suficientes recursos informáticos la mayoría de los sistemas basados en un marco necesitaban cierto grado de simetría o alineación con los estudios de imagen, como la colocación del marco lo más paralelo posible al corte de la TC sin poder modificar la angulación del mismo en ningún momento. De esta forma al eliminar la rotación a lo largo de cualquiera de los ejes se reducía la transformación de las coordenadas cartesianas de la TC al espacio cartesiano de la guía. Conforme evolucionan los programas informáticos, la determinación de las coordenadas referidas a un sistema espacial pueden ser modificadas a otro sistema sin tener que realizar cálculos matemáticos laboriosos. A un nivel básico, la correspondencia entre un espacio de coordenadas y otro consiste en la definición de 6 parámetros . Tres ángulos de rotación con los que las coordenadas X, Y y Z se pueden hacer paralelas unas a las otras y tres distancias (A lo largo de cada uno de los ejes) con las que se pueden superponer los orígenes de los dos ejes. Un parámetro adicional de escala se debe añadir para hacer corresponder de forma equivalente los valores de las distancias. Intuitivamente se pueden apreciar las rotaciones, traslaciones y ampliaciones o reducciones a escala de los ejes en la foto 22. Cuando realizamos el registro del estudio de imagen de un paciente con la cabeza situada en el quirófano asumimos que la morfología de su cerebro no se ha modificado al realizar el cambio de coordenadas de un sistema a otro y el método de registro, es el que determina la transformación de coordenadas para un cuerpo rígido¹⁵⁴. En otras ocasiones no podemos asumir este principio y se debe incorporar una variable de transformación elástica. (Por ejemplo de un atlas estereotáctico a un paciente en concreto). Tales algoritmos todavía no se encuentran suficientemente desarrollados y constituyen el problema fundamental de este tipo de sistemas, es decir no se está actuando en tiempo real. El proceso de trasladar unas coordenadas entre dos sistemas coordenados se representa matemáticamente por transformación de matrices²¹⁰. Así la matriz para la rotación a lo largo del eje X viene dada por:

$$R_x(\theta) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Y la multiplicación de las coordenadas de un punto por esta matriz genera las coordenadas para ese punto:

$$P' = P \cdot R_x(\theta) = \begin{pmatrix} x & y & z & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ 0 & -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} x(\cos\theta - z\sin\theta) & y\sin\theta + z\cos\theta & y\cos\theta - z\sin\theta & x \end{pmatrix}$$

Conceptualmente, las nuevas coordenadas pueden ser consideradas como el movimiento del punto a una nueva localización en un espacio de coordenadas único ó la representación de un punto análogo en un nuevo sistema de coordenadas. Una matriz puede obtenerse para cada una de las rotaciones, traslaciones y cambios de escala de la siguiente forma²¹⁰:

Rotación en el eje Y:

$$R_y(\theta) = \begin{vmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Rotación en el eje Z:

$$R_z(\theta) = \begin{vmatrix} \cos\theta & \text{sen}\theta & 0 & 0 \\ -\text{sen}\theta & \cos\theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Traslación a lo largo de los tres ejes:

$$T(D_x, D_y, D_z) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ D_x & D_y & D_z & 1 \end{vmatrix}$$

Cambio de escala:

$$S(S_x, S_y, S_z) = \begin{vmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Podemos observar como la traslación es un proceso aditivo mientras que la rotación y escala son multiplicativos. Si empleamos coordenadas denominadas homogéneas como las indicadas arriba, es posible realizar las tres operaciones como multiplicaciones y de esta forma podemos combinar transformaciones secuenciales en un proceso denominado concatenación o composición. La transformación de un

cuerpo rígido combinando todas las operaciones arriba indicadas se representaría de la siguiente forma:

$$T = R(x) R(y) R(z) T(xyz) S(xyz)$$

de la misma forma el registro a través de múltiples espacios de coordenadas podría realizarse de forma similar:

$$T(AC) = T(AB) T(BC)$$

Dado un punto cuyas coordenadas son conocidas en el espacio A, las coordenadas para ese punto en el espacio C pueden ser derivadas de la multiplicación de matrices :

$$P(C) = P(A) T(AC)$$

Debo mencionar que existen métodos alternativos para este tipo de operaciones, como el empleo de cosenos direccionales que han sido empleados por ejemplo para sistemas guiados por sonidos pero estos métodos son matemáticamente equivalentes. La posibilidad de poder cambiar de coordenadas de forma inversa entre los diferentes espacios se puede realizar por transformación inversa siendo representado habitualmente como T^{-1} :

$$P_2 = P_1 T$$

$$P_1 = P_2 T^{-1}$$

La obtención de la matriz de transformación requerida para mover las coordenadas del estudio de imagen de un paciente concreto al espacio quirúrgico definido por un sistema concreto estereotáctico puede realizarse de diferentes formas. El conocimiento de la geometría de un marco estereotáctico concreto visible en los estudios de imagen puede

permitir fácilmente dicha transformación. Como se citaba previamente los cálculos de las coordenadas X e Y del marco de Leksell en la imagen de la TC ó RM representa un ejemplo de transformación de un espacio a otro. De la misma forma y a nivel matemáticamente más complejo, la identificación de los marcadores colocados sobre la piel del paciente en la imagen nos permite mediante dichos cálculos seleccionar una diana en el espacio quirúrgico de un sistema de Neurocirugía interactiva guiada por imagen o Neuronavegación¹⁵⁴.

1.5. MANEJO DE LOS SISTEMAS DE GUIA POR IMAGEN

Los sistemas denominados de estereotaxia sin marco (En anglosajón “Frameless stereotaxy”) guiados por imagen o “neuronavegadores” se basan en tres componentes fundamentales⁶³:

- Un sistema de localización espacial en tres dimensiones. Elemento que se pueda desplazar hacia y en el quirófano.
- Una técnica de registro. Como indicábamos previamente en las bases matemáticas, un programa que establezca la relación entre los espacios en las imágenes y el espacio quirúrgico donde se encuentra el paciente colocado.
- Un sistema o programa para poder modificar la imagen en el espacio y poder trabajar sobre ella con cálculo de distancias, planificación de trayectorias, definición de volúmenes, etc.

Existen diferentes sistemas de localización como se citaba previamente, bien basados en emisión de ultrasonidos, por medición de ángulos de un brazo articulado o por sistemas ópticos. Hay fundamentalmente tres sistemas ópticos de medición y posición espacial (Los llamados “SOMP”) actualmente, siendo los demás variaciones a los tres modelos. Estos son el sistema “Optotrak” que funciona con un emisor (Denominándose por esto “activo”) de luz infrarroja en el puntero y tres cámaras receptoras de dicha emisión, el sistema “Polaris” activo que

también emite luz infrarroja pero a través de dos emisores de luz en el puntero (Sistema empleado por el Easy Guide de Phillips)^{46,47} y el sistema “Polaris” pasivo que tiene los emisores de luz alrededor de las cámaras receptoras emitiendo la luz que se refleja en unas esferas de aluminio que se encuentran en el puntero (Sistema empleado por Brainlab)⁷⁰.

El empleo del sistema consiste en colocar unos marcadores sobre el cuero cabelludo del paciente de tal forma que sean visibles en los estudios axiales del TC o RM. Posteriormente una vez trasladado el paciente a quirófano y colocado en la mesa de quirófano se realiza el proceso de registro que identifica por medio del SOMP la posición en el espacio de los marcadores adaptando los estudios de imagen a dicha posición en el espacio. Esta secuencia podría resumirse en las siguientes fases:

- 1.- Colocación de marcadores sobre el cuero cabelludo del paciente.
- 2.- Traslado del paciente a la sala de Neurorradiología y realización de estudios de imagen con TC y RM
- 3.- Transferencia de los estudios de imagen a la estación de trabajo.
- 4.- Traslado del paciente al quirófano, anestesia y colocación del paciente.
- 5.- Reconocimiento de los marcadores en las imágenes y registro de su posición espacial con el SOMP.
- 6.- Planificación de abordaje y comienzo de cirugía.
- 7.- Comprobación de precisión con estructuras conocidas. (Seno sagital, mastoides, trago, etc.)



Fotos 24 y 24 :Colocación de marcadores en el paciente y realización del estudio del TC.
Fases 1 y 2.

Posteriormente se traslada el paciente a quirófano procediéndose a la anestesia y se transfieren las imágenes por la red a la estación de trabajo(Fases 3 y 4).



Fotos 25 y 26: Colocación del paciente en la mesa de quirófano y registro de los marcadores con el SOMP. (Fases 4 y 5).

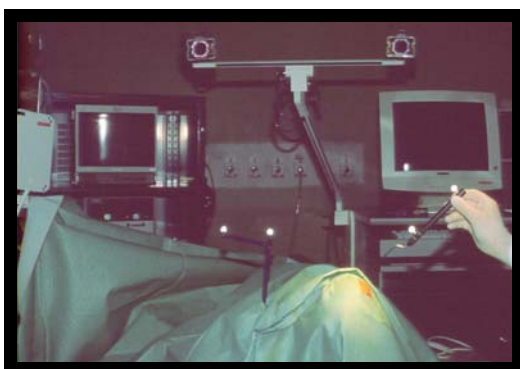


Foto 27: Detalle de las cámaras del sistema Vectorvisión de Brainlab con los emisores infrarrojos y el puntero realizándose el cálculo de trayectoria, en este caso una endoscopia.

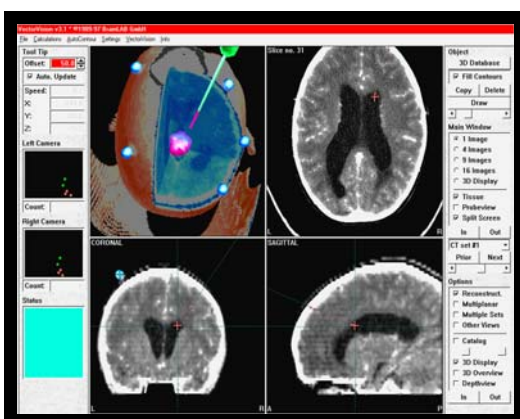


Foto 28: Calculo virtual de la trayectoria del endoscopio en la estación de trabajo en una paciente con una lesión pineal y comienzo de la cirugía con los sistemas de guía

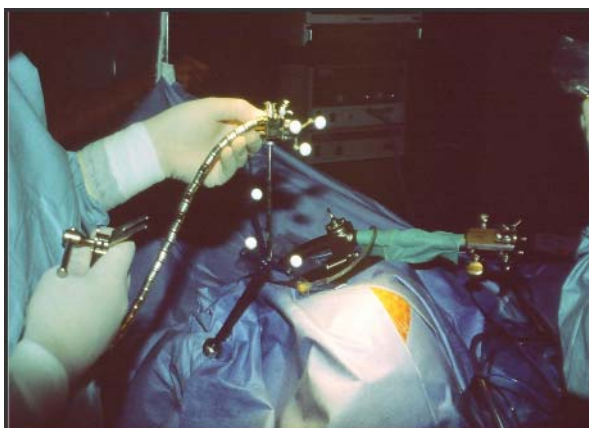


Foto 29: Detalle de la calibración de la cánula del endoscopio con las esferas reflectantes que le indican al sistema la longitud de la misma

A partir de ese momento la cirugía transcurre de la forma habitual permitiendo comprobar la posición de los instrumentos quirúrgicos en las imágenes de la pantalla del ordenador gracias a los sistemas reflectantes de infrarrojos que se colocan en los instrumentos y que son reconocidos y situados en el espacio con las cámaras del sistema óptico de medición y posición (SOMP).

1.6. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Desde los orígenes de la Neurocirugía moderna a finales del siglo XIX, el avance de la misma ha estado íntimamente relacionado con los progresos en la localización intracraneal. El desarrollo de las técnicas de neuroimagen ha facilitado este camino, pero hasta ahora la única conexión entre los datos bidimensionales de los estudios por imagen y la compleja anatomía cerebral ha sido la capacidad del cirujano de integrar toda esa información para definir un espacio tridimensional sobre el que va a actuar quirúrgicamente. La excepción a esta hipótesis ha sido la adaptación de las técnicas estereotácticas con las que la colocación de un marco estereotáctico sobre la cabeza del paciente se emplea para calcular coordenadas de puntos intracraneales. Esta técnica sin embargo presentaba una serie de limitaciones. La aplicación del marco sobre la cabeza del paciente suponía una molestia añadida dado que estos marcos

se fijan con una serie de tornillos que se insertan en el cráneo con anestesia local. Por otro lado la estructura del marco produce una obstrucción mecánica a las manos e instrumentos del neurocirujano durante el acto quirúrgico, especialmente en patología de base craneal.

Para la mayoría de las intervenciones neuroquirúrgicas, la localización exclusiva de un punto o varios no constituye suficiente información y se hace necesaria una información global de la zona anatómica sobre la que se está actuando y sobre la posición de los instrumentos quirúrgicos en ese momento. A mediados de los años 80 surgen los primeros sistemas de guía que prescinden del marco estereotáctico y emplean una nueva tecnología desarrollada gracias a la mejora de los sistemas de computación. Estos sistemas denominados genéricamente neuronavegadores tienen como principio básico la conexión virtual entre datos neurorradiológicos digitalizados y estructuras anatómicas reales, permitiendo una interacción gráfica y orientación tridimensional intraoperatoria. Su uso se está implantando cada vez en más servicios de cirugía aunque su adquisición representa un gasto importante para los hospitales, con una inversión entre 75.000 y 250.000 euros según los sistemas y componentes, haciéndose necesario la justificación de dicho gasto para su empleo en la práctica neuroquirúrgica habitual. Existen en el mercado actual múltiples modelos de sistemas de cirugía interactiva guiada por imagen sin que se establezcan claramente las ventajas e inconvenientes entre ellos. En este estudio aportamos nuevos datos que justifican el empleo de estos sistemas en la cirugía cerebral y comparamos dos sistemas con dos versiones distintas de localizadores ópticos.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto, nos hemos planteado la realización del presente estudio basado en una experiencia de 198 intervenciones y dos sistemas de guía, para tratar de confirmar que el empleo de los sistemas de neuronavegación mejora significativamente los resultados postoperatorios sobre todo en la cirugía de pacientes con lesiones tumorales intracraneales en áreas elocuentes respecto a las técnicas convencionales. En concreto los objetivos podríamos concretarlos en los siguientes puntos:

1.- El empleo de sistemas de guía denominados genéricamente neuronavegadores mejora significativamente los resultados postoperatorios en la cirugía de pacientes con lesiones tumorales intracraneales en áreas elocuentes.

2.- Las diferencias entre los sistemas no influyen significativamente en los resultados postoperatorios.

3.- Las diferencias técnicas existentes entre los sistemas pueden influir en el tiempo preoperatorio necesario, prolongando menos la intervención.

3.- MATERIAL, PACIENTES Y MÉTODO.

3.1. MATERIAL.

3.1.1.- Estaciones de trabajo

3.1.1.A.- Sistema EasyGuide Neuro de Philips Medical Systems

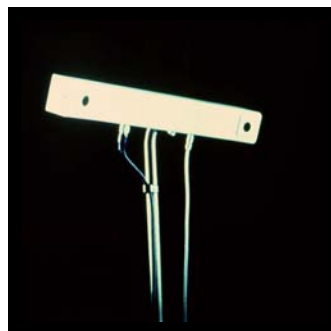
El sistema empleado en el estudio EasyGuide Neuro, es un instrumento de visualización y navegación que se emplea durante intervenciones quirúrgicas en el cráneo. Se ponen una serie de marcadores adhesivos sobre el cuero cabelludo del paciente antes de la exploración radiológica que son visibles en las imágenes de adquisición preoperatorias con TC ó RM. El sistema recibe los datos a través de una red digital o un disco óptico en forma de un lenguaje informático internacional denominado protocolo DICOM (En inglés “Digitalización de Imágenes y comunicaciones médicas”). Durante la cirugía, el cirujano emplea un puntero para localizar los marcadores sobre el cuero cabelludo del paciente, proceso denominado registro. El programa de cálculo de posición del EasyGuide Neuro correlaciona la posición exacta del puntero con la de los marcadores en el paciente y en las imágenes. El vínculo del registro de los marcadores entre paciente y las imágenes se establece cuando el sistema verifica que la posición de los marcadores en ambos es la misma. Este vínculo lo denominamos asimilación. El sistema genera y presenta de forma interactiva con el cirujano reconstrucciones tridimensionales y bidimensionales en los planos axial, coronal y sagital. También proporciona vistas orientadoras anteriores y perpendiculares a lo largo del eje del puntero.

El sistema de cirugía interactiva EasyGuide Neuro de Philips Medical Systems consiste fundamentalmente en tres componentes:

- 1.- Una estación de trabajo móvil.
- 2.- Un sistema óptico para medir la posición espacial (SOMP).
- 3.- Un puntero con tres emisores de luz infrarroja.



Fotos 30 y 31: Todo el sistema (blanco y negro) y de la estación de trabajo arriba a la derecha.



Fotos 32 y 33 : El puntero y las cámaras del sistema de medición y posición espacial a la derecha.

Estación de trabajo móvil

La estación de trabajo va montada en una carretilla dotada de dos asas y cuatro ruedas giratorias para facilitar su traslado. El SOMP, puntero y los cables de conexión pueden alojarse en la estación de trabajo durante su traslado y almacenamiento. Consiste en un ordenador personal de tipo Sun Sparcstation 5 con disco duro para almacenar imágenes de TC y RM de características indicadas en la tabla. Consta de los siguientes elementos:

- Consola de mando con bola rastreadora.
- Mando a distancia (de visualización) para algunas funciones.
- Disquetera CD-ROM para cargar el programa del sistema.
- Programa de Philips Medicals Systems en sistema operativo Unix para cirugía interactiva por imágenes.
- Disquetera de disco óptico para datos de imágenes de TC y RM.
- Monitor en color de alta resolución para presentar menús e imágenes.
- Estación de trabajo SPARCstation 5.

Tabla A: Características EasyGuide

Dimensiones y peso	
Estación de trabajo móvil	185 x 90 x 75 cm. Peso 260 Kg.
Sistema Óptico de posición	6 x 50 x 9 cm. Peso 2 Kg.

Tabla B:Características EasyGuide

<u>Monitor</u>	PHILIPS
Resolución	1280 x 1024
Tipo	En color, alta resolución Baja emisión Pantalla antirreflejos
<u>Consola de Mando</u>	Teclas de función Bola rastreadora
<u>Mando de visualización</u>	Mando a distancia Siete funciones
<u>Disco óptico</u>	
600 Mb, Pioneer reescribible	Disco WORM de 5.5'' 1024 bytes/sector
Tiempo de acceso	< 6 segundos
Velocidad de almacenamiento	8 segs. por imagen de 1024 ² 3 segs. por imagen de 514 ²
Velocidad de recuperación	Directorio < 5 segs. Primera imagen < 10 segs. 8 segs. por imagen de 1024 ² 3 segs. por imagen de 512 ²
Velocidad de borrado	Directorio en < 5 segs. 1 lado del disco < 10 segs.
Tiempo de eyección	5 segundos
<u>Recepción de imágenes</u>	
Conexión física	PMSnet DICOM 3.0 GyroCom Protocolo de transmisión y formato de datos estandar
Exportación de imágenes	
Varios protocolos	PMSnet, DICOM 3.0, GyroCom

[Sistema óptico para medir la posición espacial \(SOMP\).](#)

Este componente del sistema detecta la posición espacial de los punteros mediante dos cámaras bidimensionales y un programa de localización óptica denominado "Active Polaris™" (Northern Digital Inc. Ontario Canadá) empleado con emisores de luz infrarroja que están situados en el puntero. El SOMP tiene un puntero láser que reconocido por

las cámaras bidimensionales calcula la distancia desde el centro de las cámaras a la posición en la que va a colocarse la cabeza del paciente.

Consta de los siguientes elementos:

- Dos cámaras bidimensionales.
- Dispositivo laser de colocación.
- Mango para la localización vertical y horizontal.
- Conector para los punteros emisores y para la transmisión de datos.
- Soporte.
- Cables para la transmisión de datos a la estación de trabajo.
- Puntero.

El puntero es un dispositivo empleado para apuntar a la cabeza del paciente, dotado de un sistema de transmisión de rayos infrarrojos. La posición de estos transmisores es detectada por los receptores de infrarrojos de las cámaras del SOMP. Los punteros pueden ser de tres tipos, todos esterilizables:

- Puntero recto con longitud de 100 mm. sensible a la rotación.
- Puntero recto con longitud de 130 mm. sensible a la rotación.
- Puntero bayoneta de 130 mm. sensible a la rotación.

Marcadores adhesivos

Los marcadores adhesivos o en inglés “fiducials” consisten en una serie de marcas visibles en los estudios radiológicos y que nos indican el punto concreto que debemos señalar con el puntero durante la fase de registro para que el sistema asimile la posición de estos en el espacio y de esta forma situe la cabeza del paciente. Son de dos tipos:

a- Para TC : Discos metálicos con un orificio central. Por el lado de la piel están dotados de una cinta adhesiva doble; a ésta tiene que quitársele la cubierta protectora justo antes de usarse.

b- Para RM : Anillos plásticos con sulfato de cobre y un orificio central. En el sistema de Philips. Por el lado de la piel están dotados de una cinta adhesiva doble, teniendo que ser retirada antes de usarse.



Foto 34: Detalle de marcadores adhesivos del sistema EasyGuide para RM

3.1.1.B.- Sistema Vectorvision de Brainlab

El sistema empleado en este estudio Vectorvisión de Brainlab, también está diseñado para el mismo tipo de intervenciones. El sistema recibe también los datos de las imágenes a través de una red digital o un disco simple en forma de protocolo DICOM. Durante la cirugía, el cirujano emplea un puntero que a diferencia del sistema EasyGuide no tiene emisores de luz sino que tiene dos esferas recubiertas de un material de aluminio reflectante para localizar los marcadores durante el registro. Los emisores de luz infrarroja situados alrededor de las cámaras del SOMP emiten la luz que se refleja en las esferas reflectantes llegando de nuevo a las cámaras y estableciendo la posición espacial. El sistema también genera y presenta de forma interactiva con el cirujano reconstrucciones tridimensionales y bidimensionales en los planos axial, coronal y sagital. En los procedimientos con marco, genera también reconstrucciones de la trayectoria y paso de la cánula consiguiendo saber en cada momento las estructuras que atraviesa el electrodo o la cánula. Consta también de tres componentes:

- 1.- Una estación de trabajo móvil.
- 2.- Un sistema óptico para medir la posición espacial con dos cámaras emisoras-receptoras.
- 3.- Un puntero con dos esferas reflectantes de luz.

Estación de trabajo móvil

La estación de trabajo va montada también en una carretilla dotada de dos asas y cuatro ruedas giratorias para facilitar su traslado. El SOMP, puntero y los cables de conexión pueden guardarse en la estación de trabajo durante su traslado y almacenamiento. La estación de trabajo consiste en un ordenador personal de tipo alfa con disco duro para almacenar imágenes de TC y RM de características indicadas en la tabla. Consta de los siguientes elementos:

- Consola de mando con ratón estándar.
- Disquetera CD-ROM para cargar el programa del sistema.
- Programa de Brainlab en sistema MSDOS para cirugía interactiva por imágenes.
- Monitor en color de alta resolución para presentar menús e imágenes.
- Estación de trabajo tipo alfa.

Tabla C: Características Brainlab

Dimensiones y peso	
Estación de trabajo móvil	190 x 95 x 70 cm. Peso 260 Kg.
Sistema Óptico de posición	6 x 40 x 9 cm. Peso 3 Kg.

Tabla D: Características Brainlab

Monitor	NOKIA
Tipo	En color, alta resolución Baja emisión Pantalla antirreflejos
Consola de Mando	Teclas de función Ratón estándar
Disco óptico	
20 Gigabytes.	1024 bytes/sector
Tiempo de acceso	< 3 segundos
Velocidad de almacenamiento	2 segs. por imagen de 1024 ² 1 segs. por imagen de 514 ²
Velocidad de recuperación	Directorio < 5 segs. Primera imagen < 5 segs.
Velocidad de borrado	Directorio en < 5 segs. 1 lado del disco < 5 segs.
Tiempo de eyección	2 segundos
Recepción de imágenes	
Conexión física	DICOM 3.0 Protocolo de transmisión y formato de datos estandar
Exportación de imágenes	
Protocolo	DICOM 3.0



Fotos 35 y 36: Puntero con las esferas relectantes y esquema de la identificación del puntero en el espacio por el sistema óptico de posición.



Fotos 37 y 38: Detalle de la esfera reflectante y de la estrella de fijación al cabezal de Mayfield.



Foto 39: Sistema de Brainlab en el que se aprecia la estación de trabajo con las cámaras y el microscopio robotizado.

Sistema óptico para medir la posición espacial (SOMP).

Este componente del sistema detecta la posición espacial de los punteros mediante dos cámaras bidimensionales emisoras-receptoras de luz y un programa de localización óptica denominado "Pasive Polaris™" (Northern Digital Inc. Ontario Canada). El puntero es un dispositivo empleado para apuntar a la cabeza del paciente, dotado de dos esferas reflectantes. En este sistema es único y además tiene unos accesorios para añadir a los instrumentos y una estrella de fijación al cabezal de Mayfield que permite en el caso de que se desplace el cabezal no se pierda el registro asimilado por el sistema.



Foto 40: Detalle de la fase de registro preoperatoria con el puntero y las esferas reflectantes.

Marcadores adhesivos.

Al igual que en el sistema EasyGuide este sistema precisa de una serie de marcadores en función de si el estudio se hace con TC o RM, sin embargo en la última versión de estos equipos, no se precisa la colocación de marcadores pudiéndose realizar el registro con un puntero láser sobre la superficie del cuero cabelludo. En este estudio se ha empleado el sistema que precisa marcadores adhesivos y consisten en una base de material plástico en la que se puede intercambiar una esfera según el tipo de estudio bien sea TC o RM.

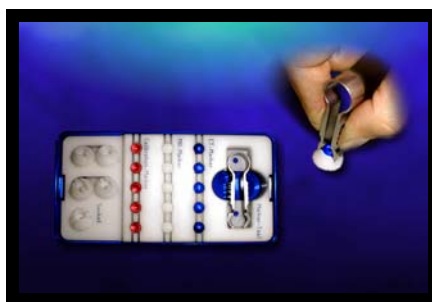


Foto 41: Detalle del set de marcadores para el sistema Brainlab.

3.1.2.- Material neurorradiológico.

a.-Angiografo digital Philips. Se empleó en aquellos pacientes con sospecha de meningiomas en los que se precisaba embolización preoperatoria para disminuir el sangrado tumoral intraoperatorio.

b.-Tomografía computarizada (TC) craneal. Se empleó un aparato Philips Tomoscan3000 con y sin contraste intravenoso (Omnipaque 80).

c.-Resonancia magnética (RM) cerebral. Se empleó una unidad Phillips Gyroscan de 1.5 teslas y una unidad RM General Electric también de 1.5 teslas en las secuencias con contraste se empleó Gadolinio intravenoso (Magnevist[®], Schering).

d.- Transferencia de imágenes. Se realizó a través de red digital intrahospitalaria con el sistema Brainlab y disco óptico para estudios con RM y red digital en el caso del sistema Easy Guide Neuro.

3.2.- POBLACIÓN ESTUDIADA.

En un periodo de 5 años, desde enero de 1998 a diciembre del 2002 se recogieron un total de 198 pacientes intervenidos procedentes de los servicios de Neurocirugía del Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid y del Hospital Xeral-Cíes de Vigo. En 153 de los cuales se empleó el sistema de neuronavegación disponible durante ese periodo de tiempo en ambos centros. Todos los pacientes presentaban patología tumoral intracraneal. Se ha recogido de forma retrospectiva un grupo de 45 pacientes con patología tumoral intracraneal intervenidos de forma consecutiva en el Hospital Xeral-Cíes de Vigo en los 2 años previos a la disposición del sistema de neuronavegación con lesiones tumorales situadas en regiones cerebrales elocuentes que han formado el grupo control de la serie. Los pacientes se clasificaron en dos grupos:

-Grupo 1:

Se incluyeron en este grupo 153 pacientes que presentaban lesiones tumorales cerebrales y fueron intervenidos con el empleo del sistema de neuronavegación del centro correspondiente. (Con el sistema Brainlab 100 pacientes y con el sistema EasyGuide 53 pacientes).

-Grupo 2:

Se incluyeron en este grupo 45 pacientes que presentaban lesiones tumorales cerebrales en áreas elocuentes (Grado 2-3 según la tabla 2) y que fueron intervenidos mediante un abordaje con craneotomía sin el empleo del sistema de neuronavegación, siendo este grupo el control para el análisis comparativo.

Entre los pacientes del grupo 1 intervenidos con el empleo del sistema de guía por imágenes, en 123 se realizó una craneotomía. En 60 pacientes de este grupo intervenidos con una craneotomía, la lesión tumoral se situaba en región de máxima elocuencia (Grado 3 de la tabla 2)¹⁷⁰. Se realizó un primer análisis comparativo entre los 123 pacientes en los que se realizó una craneotomía guiada y el grupo control y también un análisis comparativo de las variables recogidas de este subgrupo de 60 pacientes con lesiones en área de máxima elocuencia con el grupo control. En estos 60 pacientes, en los que se realizó en todos una craneotomía, la cirugía guiada en 30 de ellos fue con el sistema EasyGuide y en los otros 30 con el sistema Brainlab. Para realizar el estudio comparativo entre los dos sistemas se incluyeron los 153 pacientes intervenidos con uno u otro sistema.

3.3.- METODOLOGÍA.

Todo el procedimiento de adquisición de imágenes y realización de la cirugía guiada se desarrolló con la colaboración de un equipo de neurocirujano y neurorradiólogo. La sistemática de trabajo incluyó la presentación del caso en sesión clínica y decisión de la realización de la cirugía con el empleo del neuronavegador en función del análisis de los estudios de imagen preoperatorios y la necesidad del empleo de un sistema de guía para localización de la lesión bien por su proximidad a zonas elocuentes o lesiones subcorticales de pequeño tamaño o de dificultad en la diferenciación con el tejido cerebral normal en las que podría encontrarse dificultad en su localización y extirpación o biopsia. Los criterios de inclusión y exclusión de los pacientes fueron los siguientes:

Criterios de Inclusión y Exclusión.

Se incluyeron en este estudio los pacientes ingresados en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón y Hospital Xeral-Cíes de Vigo durante el periodo señalado que presentaban patología tumoral intracraneal y que precisaron tratamiento quirúrgico con el sistema de guía por el servicio de Neurocirugía de estos centros y no presentaban ninguno de los criterios de exclusión.

Se consideraron como criterios de exclusión, los siguientes:

- 1.-Pacientes con patología sistémica que contraindicaba la cirugía.
- 2.-Pacientes desorientados que no colaboraban con la implantación de marcadores adhesivos sobre el cuero cabelludo ni en el proceso de adquisición de imágenes bien por deterioro cognitivo o por desorientación debida a su patología intracraneal.
- 3.-Pacientes menores de 9 años en los que no existía colaboración para el empleo de la técnica.
- 4.-Pacientes que presentaban patología tumoral intracraneal y precisaron tratamiento neuroquirúrgico urgente sin poder retrasar el procedimiento para realizar el estudio de adquisición de imágenes.

Variables recogidas

Se han recogido las siguientes variables en todos los pacientes:

- 1.- Edad
- 2.- Sexo
- 3.- Síntoma principal que motivó el diagnóstico.
- 4.- Déficit principal preoperatorio.
- 5.- Karnofsky preoperatorio.
- 6.- Hemisferio afectado.
- 7.- Localización anatómica
- 8.- Diámetro máximo de la lesión tumoral.
- 9.- Localización funcional de la lesión según la tabla 2.
- 10.- Tipo de cirugía con o sin sistema de guía.
- 11.- Localización exacta de la lesión a extirpar.
- 12.- Grado de resección.
- 13.- Tipo de tumor en función de su relación con el parénquima cerebral.
- 14.- Histología
- 15.- Déficit neurológico postoperatorio añadido
- 16.- Complicaciones postquirúrgicas
- 17.- Karnofsky postoperatorio al alta
- 18.- Tiempo de estancia en UCI (Días).
- 19.- Tiempo de estancia hospitalaria total (Días).
- 20.- Tiempo empleado en el registro de marcadores. (Minutos)
- 21.- Número de registros necesarios.
- 22.- Errores en la asimilación de imágenes tras el registro.
- 23.- Errores en el procedimiento de cirugía guiada.
- 24.- Precisión obtenida por el sistema en el registro.

La variable independiente analizada fue la realización de la cirugía con o sin neuronavegador y el tipo de neuronavegador. Las variables dependientes o de respuesta, analizadas para comprobar el efecto del neuronavegador sobre los resultados postquirúrgicos fueron las siguientes:

- Déficit postoperatorio añadido.
- Diferencia en el la escala de Karnofsky.
- Localización intraoperatoria exacta de la lesión a extirpar.
- Grado de resección.
- Complicaciones postquirúrgicas.
- Tiempo de estancia en UCI.
- Tiempo de estancia global hospitalaria.

La variable de *déficits postoperatorios añadidos* se valorará en función de la aparición de nuevos déficits neurológicos o no, mientras que el grado de repercusión de estos déficits sobre el paciente se ha valorado en función de la clasificación de estado general del paciente con la escala de Karnofsky⁹⁵ en función de la diferencia entre el $K_{\text{final}} - K_{\text{inicial}}$ y el porcentaje de cambio del Karnofsky obtenido de la fórmula $(K_{\text{inicial}} - K_{\text{final}}) \times 100 / K_{\text{inicial}}$.

TABLA 1: TABLA DE KARNOFSKY

Puntos	Significado
100	Normal.
90	Independiente. Síntomas leves
80	Actividad normal con esfuerzo
70	Autosuficiente. No actividad normal
60	Asistencia ocasional
50	Asistencia y cuidados frecuentes
40	Incapacitado. Cuidados especiales
30	Severa incapacidad. Precisa hospital
20	Necesita cuidados activos continuos
10	Moribundo
0	Exitus

La variable de *localización intraoperatoria exacta* de la lesión se valoró durante el acto quirúrgico en función de si se precisó corrección de la craneotomía o de la corticectomía para la identificación y posterior resección del tumor.

El *grado de resección* se basó en los estudios radiológicos postoperatorios en ambos grupos. Según el grado de resección quirúrgica se clasificaron los resultados en los siguientes grupos¹⁷⁰.

- -Resección radical: Total. Mayor del 95%
- -Resección subtotal: Entre 95 y 85%.
- -Resección parcial: Menor del 85%.
- -Biopsia: Biopsia. Resección menor del 50%.

El grado de resección tras la cirugía se agrupó en dos valores en función de una resección radical, considerada como aquella resección completa en el caso de lesiones extraxiales y mayor del 95 % en lesiones intraxiales e incompleta cuando fue menor del 95%.

Las *complicaciones postquirúrgicas* se consideraron como aquellas que precisaron tratamiento específico tras la intervención para evitar deterioro del paciente, (Bien hematoma que precisó evacuación, empiema, edema con efecto masa, etc.) valorándose entre ambos grupos en función de su aparición o no. El número de complicaciones se agrupó en tres categorías en función de su gravedad (Ninguna, menores, graves) considerando complicaciones graves aquellas con compromiso vital para el paciente

Las variables de *tiempo de estancia en UCI* y *tiempo de estancia global hospitalaria* se contabilizaron en días.

Las variables de respuesta para analizar las diferencias entre los dos sistemas de neuronavegación fueron las siguientes:

- ✓ Tiempo de registro necesario.
- ✓ Número de intentos de registro.
- ✓ Errores en la asimilación.
- ✓ Errores en el procedimiento.
- ✓ Precisión del registro.
- ✓ Localización intraoperatoria exacta de la lesión a extirpar.

El tiempo de registro lo definimos como aquel que transcurrió desde el comienzo del empleo del neuronavegador para la identificación de cada uno de los marcadores colocados sobre el cuero cabelludo del paciente una vez colocado sobre la mesa de operaciones con el cabezal de Mayfield y la asimilación del sistema de la posición espacial del craneo del paciente. Se contabilizó en minutos.

El número de intentos de registro fue las veces que fue necesario realizar el registro hasta que se consiguió la correcta asimilación de la posición espacial de los marcadores por el sistema para poder iniciar la localización con el neuronavegador.

Los errores en la asimilación se contabilizaron como aquellos errores en el registro que imposibilitaron el empleo del sistema durante la cirugía a pesar de repetir en varias ocasiones el registro.

Los errores en el procedimiento se contabilizaron como aquellos producidos tanto en la fase de adquisición de imágenes, transferencia de las mismas, registro o intraoperatorios que imposibilitaron el empleo del sistema de guía en la cirugía.

La precisión en el registro se contabilizó como aquella indicada por el sistema de neuronavegación una vez realizado el registro de los marcadores.

La localización intraoperatoria exacta se indicó como sí/no en función de la localización correcta de la lesión tumoral y su perímetro sin necesidad de correcciones tanto en la craneotomía como en la apertura de la corteza cerebral durante la cirugía.

Solo se han considerado errores en la asimilación aquellos que han hecho imposible a pesar de repetir los registros la correcta asimilación de la posición espacial y no han permitido llevar a cabo la cirugía. Los errores en el procedimiento han sido aquellos que han hecho imposible el empleo del sistema y no han sido por fallo en la asimilación de imágenes (Bien en la transferencia de imágenes por la red, bien en la adquisición de imágenes en las unidades de radiología, movimientos del cabezal o rotura de algún instrumento, etc.). La precisión del registro ha sido establecida como la referida en ambos sistemas tras realizarse la asimilación de la posición espacial. Así mismo se ha introducido en el análisis multivarianza el factor tipo de neuronavegador como posible factor de confusión en los resultados.

Las variables descriptivas de la muestra han sido el resto de variables recogidas: *Edad, Sexo, Síntoma principal que motivó el diagnóstico, Déficit principal preoperatorio, Karnofsky preoperatorio, Hemisferio afectado, Localización anatómica, Diámetro máximo de la lesión tumoral, Tipo de tumor en función de su relación con el parénquima cerebral e Histología.*

El *diámetro máximo de la lesión* se midió en la sección proporcionada por los estudios de imagen por RM o TC en los que se apreciaba un mayor tamaño de la misma. El *tipo de tumor* se clasificó como intraxial o extraxial en función de su relación con el parénquima

cerebral confirmándose posteriormente con los hallazgos intraoperatorios. Intraxial sería aquel en el que no existía dicho plano de disección y extraxial el que sí presentaba un claro plano de disección, típicamente aquellos con histología de meningioma y gran parte de las metástasis. La Histología fue recogida como el diagnóstico definitivo de las lesiones aportado por los Servicios de Anatomía Patológica de ambos centros.

En el proceso de recogida de datos tanto en el grupo de pacientes en los que se empleó el sistema de cirugía guiada como en el grupo control se recogieron una serie de variables como posibles factores de confusión en el análisis de los datos:

- a) Edad
- b) Sexo.
- b) Estado general preoperatorio del paciente en función de la clasificación de Karnofsky.
- c) Localización funcional de la lesión.
- d) Diámetro máximo de la lesión.
- e) Tipo de tumor

La variable localización funcional se agrupó para el análisis multivariante en función si se encontraba la lesión en área de máxima elocuencia (Grupo 3 de tabla 2) o no (Grupos 1 y 2). El resto de variables no se modificaron. Se ha realizado un primer análisis global de los resultados de la serie en los pacientes en los que se realizó craneotomía dado que la gran mayoría presentaban lesiones próximas a regiones funcionalmente importantes comparándolos con los obtenidos en el grupo control y posteriormente se ha realizado un análisis más selectivo comparando el subgrupo de 60 pacientes en los que se realizó craneotomía con el sistema de guía y lesión localizada en región de máxima elocuencia (Grado 3, según la tabla 2) y los pacientes del grupo control. Finalmente hemos realizado un análisis comparativo entre los

dos tipos de sistema de guía por imágenes empleados en este estudio en función de las variables indicadas previamente.

3.3.1. Protocolo de adquisición de imágenes y tratamiento

Tras decidir en sesión clínica la indicación de la cirugía se realizaron los estudios de adquisición de imágenes previa colocación de marcadores adhesivos en cuero cabelludo bien el día antes de la cirugía o en la mayoría de los casos el mismo día de la intervención unos minutos antes de la misma.

Estudios de imagen.

Los estudios neurorradiológicos los diferenciamos en dos grupos:

- Estudios diagnósticos.
- Protocolo de adquisición de imágenes para la cirugía.

Estudios diagnósticos:

a.-Angiografía cerebral. Angiografía digital. A través de punción femoral se realizó de forma selectiva la cateterización de ambas carótidas internas y una de las arterias vertebrales en aquellos pacientes con sospecha de meningiomas en los que se precisaba embolización preoperatoria para disminuir el sangrado tumoral intraoperatorio.

b.-Tomografía computarizada (TC) craneal. Se empleó un aparato Phillips Tomoscan3000 con la técnica adecuada de angulación del “gantry” para que los cortes fuesen paralelos a la línea órbito-meatal. Se realizaron cortes de 0,5 cm. para la fosa posterior y de 1 cm. para la región supratentorial. En todos los pacientes se realizó al menos un estudio con y sin contraste intravenoso (Omnipaque 80).

c.-Resonancia magnética (RM) cerebral. Se empleó un aparato Phillips Gyroscan de 1.5 teslas y una unidad RM General Electric también de 1.5 teslas en las siguientes secuencias:

- T1 (Tiempo de relajación -TR- 500-700 ms y Tiempo de excitación -TE- de 20-30 ms.) para apreciar bien la anatomía cerebral y de la lesión.
- T2 (TR: 2000 ms. y TE: 20-120 ms.) para observar las características más relevantes de la lesión.
- T1 tras la administración intravenosa de Gadolinio en dosis de 0,1 mmol/kg.
- Cortes axiales, sagitales y coronales con un grosor de 5-7,5 mm. y un FOV de 20-25 cm.
- Topograma de los cortes realizados en el plano coronal, sagital y axial.

Basándonos en la localización de la lesión en los estudios radiológicos y su proximidad o situación en relación con estructuras funcionalmente relevantes siguiendo el trabajo de Sawaya y colaboradores, se clasificaron en uno de los siguientes tres grupos¹⁷⁰:

TABLA 2. LOCALIZACIÓN FUNCIONAL

Grado 1 Parénquima no elocuente	Grado 2 Próximo a zona elocuente	Grado 3 Zona elocuente
Lesión polar frontal o temporal	Cerca de cortex motor o sensitivo	Cortex motor o sensitivo
Lesiones parieto-occipitales derechas	Próximo a cisura calcarina.	Centro visual
Lesiones en hemisferios cerebelosos	Próximo a zona del lenguaje. Cuerpo calloso. Próximo a núcleo dentado. Próximo a tronco cerebral.	Cortex del lenguaje. Cápsula interna. Gánglios basales. Hipotálamo/Tálamo. Tronco cerebral. Núcleo dentado.

Protocolo de adquisición de imágenes para la cirugía.

Los pacientes fueron sometidos a uno de los dos protocolos de adquisición de imágenes con TC o RM.

Tabla 2.1: Protocolo de TC para Philips.

Parámetro	VALORES
Tipo de corte	Volumétrico
Orientación	HF/S
Matriz	320 x 320
Campo	Entre 230-250mm.
Número de Cortes	45-55
Grosor del corte	3 mm.
KV	120
Mas	175
Angulación	0 grados.
CF	1
Indice	2 mm.
Contraste	Si
Tipo de Contraste	Omnipaque
Cantidad	100-120 ml.
Inyección	Manual.(i.v.)
Tiempo	Variable.

Tabla 2.2: Protocolo de RM Philips T5 y General Electric.II.

PARÁMETRO	VALOR
Metodo	FFE
Modo	Volumétrico
Orientación	HF/S
Matriz	256 x 256
Campo	Variable
Número de Cortes	60-120
Grosor del corte	1-3 mm.
Secuencia	T1
Número de secuencias	1
Optimización volumétrica	Si
Tiempo de FFE	30
Angulo de cortes	30
Tiempo Eco	4.5
Eco parcial	Si
Porcentaje corte	80
Contraste	Si
Tipo de contraste	Gadolinio
Cantidad	0.1 mmol/Kg.
Inyección	Manual (Intravenoso)
Tiempo	Variable.

Para conseguir una mayor calidad y precisión en las imágenes se siguieron las siguientes pautas:

- No se aplicó banda de fijación a la cabeza del paciente por la posibilidad de mover los marcadores e introducir errores de precisión en el registro preoperatorio.
- Se comprobó si los marcadores se encontraban desplazados una vez que el paciente estaba colocado en la mesa de la TC o RM.
- La administración de contraste intravenoso dependió del criterio del neurorradiólogo, esperando unos segundos para la mejor apreciación de la lesión. Habitualmente entre 30-60 segundos antes de iniciar la secuencia de imágenes.

Tras realizar el estudio de imagen con la TC o RM se comprobaron los siguientes puntos:

- ❖ El paciente no se había movido.
- ❖ La lesión era visible en los estudios de imagen.
- ❖ Todos los marcadores adhesivos se encontraban incluidos en la secuencia de imágenes obtenida.

Transferencia de imágenes a la estación de trabajo.

La transferencia de los datos de las imágenes desde la TC o RM a la estación de trabajo Easy Guide Neuro y Vectorvision Brainlab se realizó a través de una red de conexión instalada entre las salas de neurorradiología y la sala de operaciones donde se encontraba la estación de trabajo encendida y conectada a la red antes de iniciar la transferencia. La instalación y configuración de las direcciones de la red fueron instaladas por el servicio de informática de los hospitales en colaboración con el personal técnico de las empresas diseñadoras de las estaciones de trabajo.

3.3.2.- Protocolo quirúrgico.

El protocolo de la cirugía lo dividimos en dos fases:

- 1- Fase de planificación: adquisición de Imágenes, reconstrucción tridimensional y planificación quirúrgica virtual en la estación de trabajo.
- 2- Fase quirúrgica: Registro, abordaje quirúrgico, localización y resección.

3.3.2.A.- Fase de adquisición de Imágenes, reconstrucción tridimensional y planificación quirúrgica virtual en la estación de trabajo.

En este periodo se prepara al paciente para realizar el estudio de imágenes, se transfieren a la estación de trabajo y una vez que han llegado las imágenes al neuronavegador se pueden reconstruir en el las imágenes para obtener un estudio tridimensional y se planifica de forma virtual como se va a realizar la cirugía:

- 1- Colocación sobre el cuero cabelludo de los marcadores adhesivos para el registro de imágenes, bien el día previo a la cirugía o la misma mañana de la intervención. Se colocaron un número entre 3 y 9 marcadores en el caso del sistema de Philips y 5 en el sistema de Brainlab, previo rasurado de la zona para facilitar la adhesión de los mismos. Su distribución fue de forma simétrica con 2 a 4 marcadores colocados de forma asimétrica para facilitar al sistema la diferencia entre derecha e izquierda. Alrededor de los marcadores adhesivos se marcó con rotulador indeleble la posición de cada uno de ellos en el cuero cabelludo para evitar su recolocación en otra posición en caso de caída de uno de ellos.

2- Traslado del paciente al Servicio de Neurorradiología para obtener la secuencia de imágenes, el día previo a la cirugía o la mañana de la intervención 30 minutos antes de la inducción anestésica.

3- Traslado del paciente a la sala de operaciones tras la realización de la secuencia de imágenes, o desde su habitación si el protocolo de imágenes se obtuvo el día previo. Se comprobó previamente la correcta posición de los marcadores.

4- Conexión del sistema a la red instalada en el quirófano y recepción de la secuencia de imágenes, en el archivo de pacientes, enviadas desde el Servicio de Neurorradiología.



Fotos 42 y 43: Detalle del monitor en la fase de recepción de imágenes desde el TC en el antequirófano en el sistema EasyGuide.

5- Reconstrucción en tres dimensiones de la secuencia de imágenes e identificación de los marcadores en dicha secuencia.

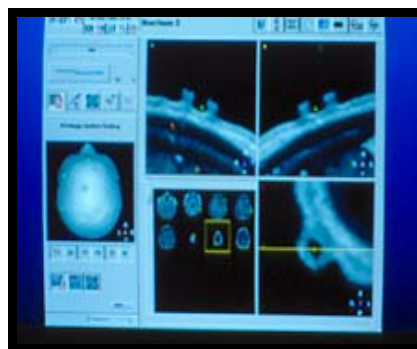


Foto 44: Detalle de la fase de reconocimiento de marcadores en las imágenes en el sistema EasyGuide. El sistema Brainlab ofrece la posibilidad de realizar esta fase de forma automática.

Una vez adquiridas todas las imágenes se puede realizar antes del comienzo de la siguiente fase la planificación virtual de la trayectoria a

seguir y objetivos anatómicos de interés introduciendo marcas en las imágenes reconstruidas por el ordenador.

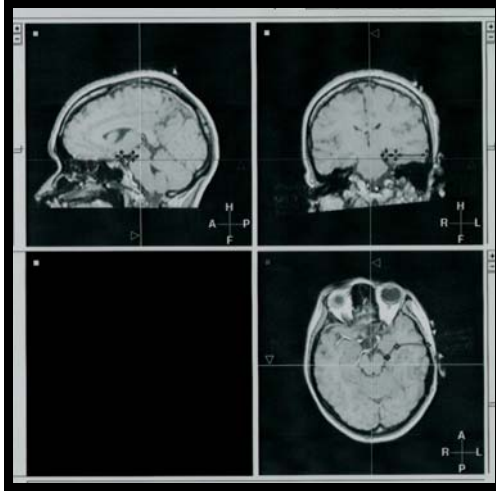


Foto 45: Detalle de la planificación de la trayectoria a seguir para una lobectomía temporal izquierda en el caso de un paciente con epilepsia del lóbulo temporal.

3.3.2.B.- Fase de registro, abordaje quirúrgico, localización y resección.

Una vez adquiridas las imágenes en la estación de trabajo y reconocidos en ellas los marcadores adhesivos se realizaron las siguientes fases:

- 1.- Colocación del paciente en la mesa de quirófano fijando la cabeza con el cabezal de Mayfield para evitar errores, instalación de las cámaras de recepción de rayos infrarrojos de forma que pudieran apreciar correctamente el registro de los marcadores y colocación de las referencias en el cabezal de Mayfield.

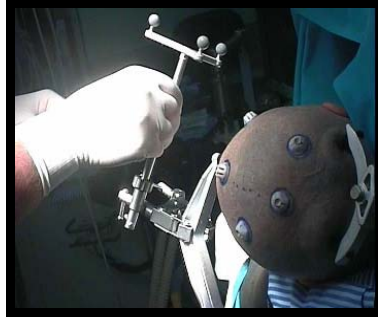
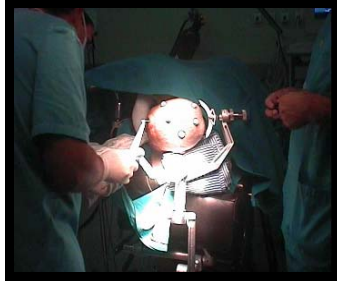


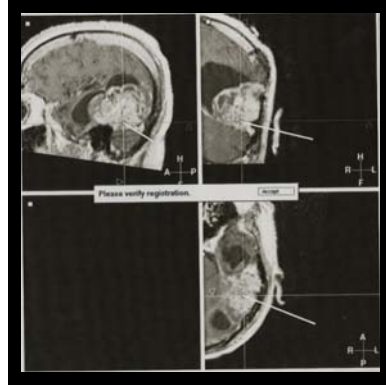
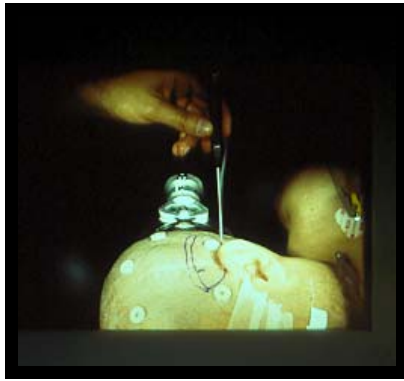
Foto 46 y 47: Detalle de la fase de colocación del paciente y la colocación de la antena de referencia sobre el cabezal de Mayfield en el sistema Brainlab.

2.- Registro de la posición de los marcadores empleando los punteros para el registro.



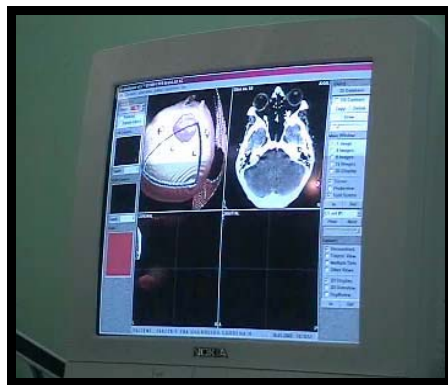
Foto 48: Detalle de los marcadores

3.- Identificación virtual de la posición de la lesión empleando el prolongador virtual del puntero y verificación de la correcta planificación del abordaje quirúrgico.

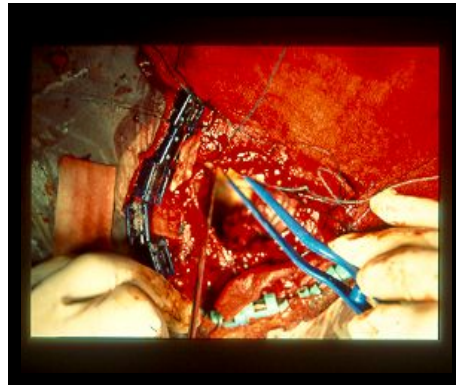
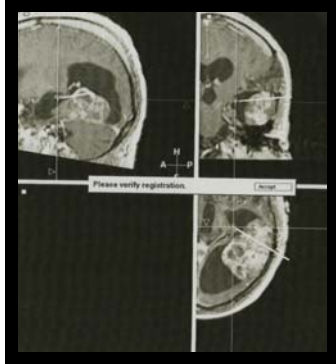


Fotos 49 y 50: Señalización en la pantalla del sistema los bordes tumorales dibujándolos sobre la piel del paciente para planificar los bordes de la craneotomía en el sistema EasyGuide.

4.- Craneotomía o trépano centrado según la posición indicada por el neuronavegador y realización del procedimiento quirúrgico indicado para cada caso.



Fotos 51 y 52: Imagen de reconstrucción 3D en el sistema Brainlab en tumor temporoparietal derecho y detalle intraoperatorio señalando el tumor con el estimulador cortical.



Fotos 53 y 54: Imagen intraoperatoria con acceso al sistema ventricular tras la resección completa tumoral en el sistema EasyGuide.

Durante estas fases se recogió la siguiente información:

- Tiempo de registro necesario.
- Número de intentos de registro.
- Errores en la asimilación.
- Errores en el procedimiento.
- Precisión del registro.
- Localización intraoperatoria exacta de la lesión.
- Tipo de tumor en función de su relación con el parénquima cerebral (Intraxial o extraxial)

3.4.- ANÁLISIS ESTADÍSTICO

1) Se han utilizado los programas informáticos Excel 9.0 y SPSS 10.0 para la recogida y análisis de los datos.

2) Los procedimientos previstos para el análisis estadístico de los datos son los siguientes:

Para la descripción de variables cuantitativas se usan medias, desviaciones estándar, medianas y porcentajes, según proceda.

Para la comparación de porcentajes se usa la prueba X^2 o la prueba exacta de Fisher, según corresponda. Para la comparación de medias se emplea la prueba t de Student, para muestras independientes o relacionadas, según sea necesario. En caso de variables ordinales o de variables de escala o intervalo en que no se den los supuestos necesarios para el uso de la prueba t de Student, la comparación entre grupos se realiza mediante la prueba de Wilcoxon para muestras relacionadas o independientes.

Así mismo, se ha realizado un análisis multivariante, empleando la regresión lineal múltiple cuando la variable dependiente era de escala o de intervalo y siempre que los procedimientos para el diagnóstico de la regresión (fundamentalmente, la comprobación de la distribución normal de los valores residuales de los modelos) no la contraindicasen, computando los intervalos de confianza al 95% de los coeficientes de cada variable independiente. Cuando la variable dependiente era binomial, se realizó regresión logística no condicional, y se calcularon los odds ratios y sus intervalos de confianza al 95% de cada variable dependiente.

3) En cuanto a los análisis efectuados, se ha hecho lo siguiente:

Se muestran los valores basales de las características en cada grupo, al objeto de comprobar la homogeneidad de inicial de las muestras.

Se comparan los valores de las variables dependientes entre grupos, tanto de forma no ajustada como controlando por las variables que pudieran producir un sesgo de confusión.

4) Los grupos de pacientes para realizar las comparaciones se han realizado de la siguiente forma:

Los dos grupos principales de comparación se han establecido en función del empleo o no del neuronavegador (grupo 1, con neuronavegador, y grupo 2, control). Mediante su comparación se han sometido a prueba las hipótesis relacionadas con el efecto global del sistema de navegación.

Dentro del grupo 1, se ha dividido a los pacientes en dos subgrupos, según el tipo de neuronavegador, al objeto de comprobar si la marca del sistema influía en los resultados.

5) Con respecto a las muestras, se han realizado comparaciones entre el grupo control y los pacientes del grupo 1 en los que se realizó una craneotomía. Pero además, se han realizado comparaciones utilizando sólo los pacientes sometidos a craneotomía con lesiones en zonas elocuentes. También se han hecho comparaciones entre subgrupos seleccionados en función de la localización extra o intraaxial de la lesión.

4.RESULTADOS

4.1. Características de los pacientes seleccionados.

Las características de los pacientes en función de las variables recogidas en el apartado de metodología en los 153 pacientes del grupo 1 y los 45 pacientes del grupo 2 fueron las siguientes:

1.- *Edad y sexo*

La distribución por sexos fue de 88 mujeres y 110 hombres lo que representa una relación de 1:1,3, siendo en el grupo 1 de pacientes intervenidos con el neuronavegador 68 mujeres frente a 85 varones y en el grupo control 20 mujeres frente a 25 varones. Las edades estaban comprendidas entre 9 y 82 años con una edad media de 53 años \pm 16 y con una mediana de edad de 56 años. Por grupos, la edad mínima en el grupo 1 fue de 9 años y la máxima fue de 82 años, con una edad media de 53 \pm 16 años . Dentro del grupo control el paciente más joven tenía 24 años y el mayor 79 años con una edad media de 55 \pm 13 años y una mediana de 56 años.

TABLA 3.- SEXO Y EDAD.

	Navegador	No Navegador
Varón	85(55.5%)	25(55.5%)
Mujer	68(44.5%)	20(44.5%)
Edad Media	53 \pm 16	55 \pm 13

2.- Síntoma que motivó el diagnóstico

El síntoma más frecuente de presentación clínica en los todos los pacientes estudiados, fue la pérdida de fuerza en 61 casos, bien como leve paresia de un miembro o una hemiparesia severa que motivó la realización de una prueba radiológica con TC o RM, llevando al diagnóstico de posible lesión tumoral confirmado posteriormente tras la cirugía. En segundo lugar fue la presentación de un episodio compatible con crisis epiléptica en 50 pacientes, seguido de cefalea progresiva en 43 de ellos. Quince pacientes presentaron un trastorno de conducta, doce debutaron por un trastorno del lenguaje, en otros doce se apreciaron alteraciones visuales, dos presentaron dificultad para la marcha con inestabilidad y uno fue diagnosticado por un trastorno endocrinológico. Sólo dos pacientes fueron diagnosticados de forma casual tras un estudio radiológico rutinario realizado en uno de ellos como rastreo sistémico por enfermedad neoplásica y en otro tras un traumatismo craneal leve.

TABLA 4.- SINTOMAS

	Navegador	No Navegador	Total
Déficit Motor	51(33.3%)	10(22.2%)	61(30.8%)
Crisis	36(23.5%)	14(31.1%)	50(25.2%)
Cefalea	27(17.6%)	16(35.5%)	43(21.7%)
Otros	39(25.5%)	5(11.2%)	44(22.3%)

3.- Déficit principal preoperatorio y estado clínico general del paciente

Tras el ingreso, en la exploración neurológica una vez que el paciente había pasado a cargo del servicio neuroquirúrgico, el déficit principal de los

pacientes fue en 79 pacientes un déficit motor entre monoparesia y hemiparesia severa, representando un 37% del total de la serie de 198 pacientes. En 18 pacientes se apreció un déficit focal en alguno de los pares craneales. Doce pacientes presentaron afasia, once trastorno de funciones superiores compatible con desorientación o trastorno del comportamiento y seis presentaron ataxia como déficit principal en la exploración neurológica. No presentaron ningún déficit 72 pacientes, lo que representa un 36% del total de la serie.

Respecto al déficit según los diferentes grupos, se muestran los resultados en la tabla adjunta, apreciándose en un 37% de los pacientes intervenidos posteriormente con neuronavegador un déficit motor frente a un 51% de los pacientes intervenidos sin neuronavegador. En cambio un 40% de los pacientes intervenidos sin navegador no presentaron ningún déficit en la exploración neurológica frente al 35% de los pacientes intervenidos con el mismo.

TABLA 5.- DÉFICIT SEGÚN GRUPO.

Déficit	Grupo 1	Grupo 2 (Control)	Total
Desorient.	10(6.5%)	1(2.2%)	11(5.6%)
Afasia	11(7.1%)	1(2.2%)	12(6.1%)
Alt. Pares craneales	17(11.1%)	1(2.2%)	18(9.1%)
Def. Motor	55(35.9%)	24(53.3%)	79(39.9%)
Ataxia	6(3.9%)	0	6(3%)
No Déficit	54(35.2%)	18(40%)	72(36.3%)
Total	153	45	198

La situación general del paciente fue evaluada y recogida en función de la clasificación de Karnofsky indicada en el apartado 3.3, tabla 1, siendo la situación media preoperatoria de toda la serie de 80 ± 10 puntos con una mediana de 80 y un valor mínimo de 40 y máximo de 100. En el grupo 1 la media en la escala fue de 70 ± 10 , mientras que en el grupo 2 fue de 80 ± 10 . Hubo 46 pacientes con mínima afectación con una puntuación mayor de 80 en el total de la serie, 27 de ellos en el grupo 1, el 18% de los pacientes intervenidos con el sistema de guía frente a 19 en el grupo control, el 42 % de los pacientes de este grupo. La distribución del resto de valores fue según las siguientes tablas.

TABLA 6- Karnofsky preoperatorio en grupo 1

Puntuación Karnofsky	Frecuencia	%
40	3	1,9
50	11	7,2
60	31	20,3
70	39	25,5
80	42	27,5
90	23	15,0
100	4	2,6
Total	153	100

TABLA 7.- Karnofsky preoperatorio en grupo 2

Puntuación Karnofsky	Frecuencia	%
60	1	2,2
70	8	17,8
80	17	38,8
90	17	38,8
100	2	2,2
Total	45	100

GRAFICO1.- K. Preoperatorio Grupo 1

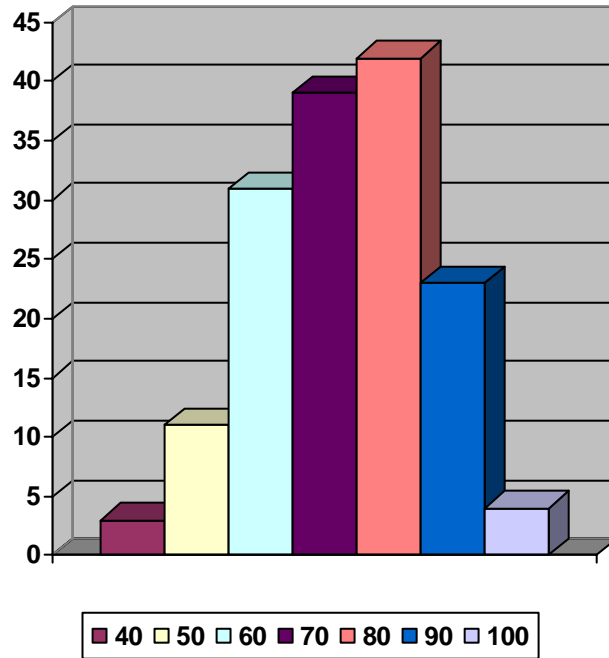
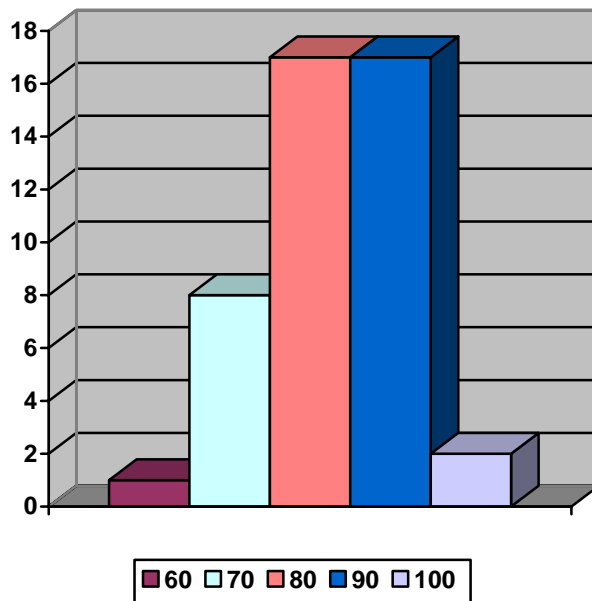


GRAFICO2.-K. Preoperatorio Grupo 2



4.- Localización de la lesión y su importancia funcional

Respecto a la localización de las lesiones intervenidas, en 83 pacientes se encontraba afectado el hemisferio cerebral derecho, en 88 pacientes el hemisferio izquierdo y 27 pacientes presentaban lesiones en estructuras de línea media y fosa posterior. Dentro de este grupo hubo 3 pacientes que presentaban lesiones múltiples considerándolos incluidos en uno de los grupos mencionados previamente en función de la localización de la lesión sobre la que se realizó el abordaje quirúrgico. La distribución según la localización fue según la tabla:

TABLA 8.- LOCALIZACIÓN.

Localización	Grupo1	Grupo2	Pacientes
Frontal	23(15%)	4(8.9%)	27(13.4%)
Temporal	25(16.3%)	12(26.7%)	37(18.7%)
Parietal	61(39.9%)	29(64.4%)	90(45.5%)
Occipital	6(3.9%)	0	6(3%)
Fosa Posterior	5(3.3%)	0	5(2.6%)
Región selar	5(3.3%)	0	5(2.6%)
Región pineal-III ventrículo	6(3.9%)	0	6(3%)
Múltiples	3(1.9%)	0	3(1.5%)
Ventrículos laterales	5(3.3%)	0	5(2.6%)
C.Caloso y G. Base	14(9.2%)	0	14(7.1%)
Total	153	45	198

Con respecto a la relación de las lesiones con las zonas elocuentes y en función de la clasificación radiológica¹⁷⁰ según la tabla 2 del apartado 3.3.1 los resultados fueron los siguientes:

TABLA 9.- LOCALIZACIÓN FUNCIONAL

Area	Pacientes
Zona No elocuente	31
Próximo a zona elocuente	44
Zona elocuente	123

En el 62% de los pacientes del total de la serie incluyendo los dos grupos, la lesión se encontraba en zona elocuente. Dentro de cada grupo estudiado en 78 pacientes del grupo 1 las lesiones estaban localizadas en zona elocuente. En 18 se realizó un abordaje a través de trépano y en 60 una craneotomía. En el grupo 2 los 45 pacientes presentaban lesiones en zona elocuente.

5.- Tamaño de la lesión y relación con parénquima cerebral

El diámetro medio de la lesión ha sido de 40 ± 13 mm. con una mediana de 40 mm. El tumor de diámetro máximo ha sido un paciente con un glioblastoma con un diámetro máximo de 10 cm en sentido antero-posterior, seguido de un paciente con un meningioma de fosa craneal anterior de 6.5 cm de diámetro máximo. La lesión más pequeña sobre la que se ha actuado quirúrgicamente ha sido de 1 cm en el caso de una paciente en la que se realizó una biopsia. En los pacientes con lesiones

múltiples se consideró el tamaño de la lesión sobre la que se actuó quirúrgicamente. El diámetro de las lesiones en función de los grupos fue de 40 ± 13 mm. en los pacientes intervenidos con neuronavegador, con un rango de valores entre 1 y 10 cm en el caso de una biopsia cerebral y un glioma respectivamente. Mientras en el grupo control el diámetro medio fue de 45 ± 8.5 mm. siendo el rango de 3 a 6 cm.

TABLA 10.- DIÁMETRO

	Navegador	No Navegador
Diámetro medio	40 ± 13	45 ± 8.5
Rango	10 - 100	30 – 60

Respecto a la relación del tumor con el parénquima cerebral y siguiendo el criterio indicado en el apartado de metodología se han considerado lesiones intraxiales y extraxiales en función de la delimitación de un plano de disección respecto al tejido cerebral circundante. En el conjunto de la serie hemos clasificado 132 pacientes con lesiones intraxiales, lo que representa el 66.6% del total y el restante 43.4%, 66 pacientes, presentaban lesiones extraxiales. En función del empleo o no del sistema de guía, dentro del grupo 1 han sido 109 lesiones intraxiales (71 % de los pacientes intervenidos con neuronavegador) frente a 44 lesiones extraxiales. En el grupo 2, en total 23 pacientes presentaban lesiones intraxiales (El 51% de los pacientes intervenidos sin navegador) frente a 22 pacientes con lesiones extraxiales. Teniendo en cuenta sólo lesiones localizadas en área elocuente, en el grupo 1 encontramos 62 pacientes con lesiones intraxiales (79% de los pacientes intervenidos con sistema de guía en zona cerebral elocuente) frente a 16 pacientes intervenidos de lesiones extraxiales en región elocuente. Si consideramos el tipo de procedimiento realizado y considerando solo las craneotomías realizadas para la resección de lesiones situadas en zonas funcionalmente importantes (Grupo 3 según la tabla 2) nos encontramos

un total de 105 procedimientos, 60 en el grupo 1 y 45 en el grupo 2. Dentro de este apartado en el grupo 1, 44 pacientes (73%) presentaban lesiones intraxiales y en el grupo 2, 23 pacientes (51%) tenían también lesiones del mismo tipo, sin claro plano de separación entre el parénquima cerebral normal y el tumor.

TABLA 11.- RELACIÓN TUMOR/ PARÉNQUIMA CEREBRAL

	Grupo 1	Grupo 2
Intraxial	109(71%)	23 (51%)
Extraxial	44 (29%)	22 (49%)

6.- Tipo de procedimiento quirúrgico efectuado

Se han realizado un total de 153 procedimientos quirúrgicos en pacientes clasificados dentro del grupo 1 (Con el empleo del sistema de guía) que han consistido en 123 craneotomías distribuidas según la tabla adjunta, 3 abordajes transesfenoidales y 27 trépanos a través de los que se realizaron 8 endoscopias y 19 biopsias. En el grupo 2 todos los pacientes fueron intervenidos con una craneotomía.

TABLA 12.- TIPO CRANEOTOMÍA

Tipo.craneotomía	Grupo1	Grupo2	Pacientes
Frontal	10(8.2%)	2(4.5%)	12(7.2%)
Temporal	6(4.9%)	10(22.2%)	16(9.5%)
Parietal	61(49.5%)	29(64.4%)	90(53.6%)
Occipital	6(4.9%)	0	6(3.5%)
Suboccipital	3(2.4%)	0	3(1.8%)
Pre-sigmoidea	2(1.6%)	0	2(1.2%)
Pterional	35(28.5%)	4(8.9%)	39(23.2%)
Total	123	45	168

7.- Diagnóstico de la lesión intervenida

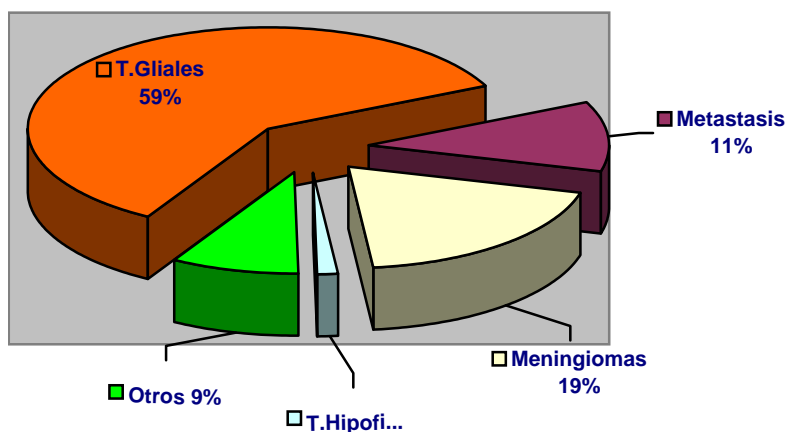
El diagnóstico recogido ha sido el establecido por los Servicios de Anatomía Patológica de los dos centros y en el caso de biopsias negativas el obtenido en segundos procedimientos diagnósticos. Hubo cinco pacientes en los que se realizó una biopsia en los que el resultado inicial fue negativo. Tres de ellos en procedimientos de biopsia con el endoscopio y dos con biopsia a través de un trépano. En los cinco se repitió el procedimiento diagnóstico con guía estereotáctica obteniendo diagnóstico en cuatro. Sólo un paciente con una lesión de región pineal no ha obtenido diagnóstico definitivo y dado que la lesión ha permanecido estable sin presentar crecimiento ni nuevos procedimientos ha sido etiquetada de probable astrocitoma de bajo grado aunque figura como diagnóstico no obtenido en la tabla. El diagnóstico anatomopatológico más frecuente fue el de glioblastoma en 72 pacientes (36.4 % del total de la serie) seguido de meningioma en 38 pacientes (19.2 % de la serie) y metástasis en 22 pacientes (11.1 %). De los 38 meningiomas intervenidos su localización fue 18 en convexidad, 2 en fosa posterior, 1 intraventricular, 10 esfenoidales, 3

en fosa anterior y 4 sagitales. En conjunto los tumores de estirpe glial representaron el 59% del total de la serie.

TABLA 13.- TIPO TUMOR

	Grupo1	Grupo2	Total
T.Gliales	96(62.7%)	21(46.7%)	117(59%)
Meningioma	21(13.7%)	17(37.8%)	38(19.2%)
Metastasis	17(11.2%)	5(11.1%)	22(11.2%)
Otros	19(12.4%)	2(4.4%)	21(10.6%)
Total	153	45	198

GRAFICO 3.- DIAGNÓSTICO.



El diagnóstico anatomopatológico definitivo fue en toda la serie el indicado en la tabla adjunta. Hubo 1 paciente con diagnóstico inicial negativo. El procedimiento fue realizado a través de un trépano con el endoscopio guiado con neuronavegador. Se repitió el procedimiento con guía estereotáctica de una lesión a nivel de tercio posterior de tercer ventrículo siendo el diagnóstico definitivo de astrocitoma de bajo grado. Este segundo procedimiento no se ha incluido en el estudio. (Ver caso ilustrativo 7)

TABLA 14.- HISTOLOGÍA

	Número de casos	%
Negativo	1	0,5
Adenocarcinoma	1	0,5
Adenoma	2	1
Astrocitoma1	6	3
Astrocitoma2	8	4.1
Astrocitoma3	17	8.6
Glioblastoma	72	36,4
Carcinoma	1	0,5
Colesteatoma	1	0,5
Craneofaringioma	1	0,5
Ependimoma	1	0,5
Gangliocitoma	1	0,5
Ganglioglioma	3	1,5
Germinoma	1	0,5
Gliomatosis	3	1,5
Linfoma	4	2
Meningioma	38	19,2
Metastasis	22	11,1
Neurocitoma	1	0,5
Oligodendroglioma	10	5,1
Oligodendroglioma3	1	0,5
Quiste Coloide	1	0,5
Subependimoma	1	0,5
Xantoastrocitoma	1	0,5
Total	198	100

4.2.- Estudio comparativo de los resultados postoperatorios entre ambos grupos.

4.2.1.- Comparación de los resultados entre los grupos de pacientes intervenidos con craneotomía guiada y sin el sistema de guía.

1.- Déficit postoperatorios añadidos.

El déficit postoperatorio añadido considerado como aquel que el paciente no presentaba en la exploración neurológica preoperatoria apareció en 42 pacientes, representando un 25% del total de la serie. Dentro de los pacientes intervenidos con el sistema de guía por imágenes esta morbilidad añadida apareció en 16 pacientes que representaban un 13% de los pacientes incluidos en el grupo 1. Mientras en el grupo 2 de pacientes control intervenidos sin el empleo del sistema de guía esta morbilidad añadida apareció en 26 pacientes lo que representaba un 57.8 % del grupo 2. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0.001$)(RRR=77.5%).

Se comprueba en el análisis multivariante que tras controlar por todas las variables, la variable Navegador, que es la que indica el uso del sistema, tiene un efecto beneficioso independiente y significativo. El OR multivariado de los dos tipos de navegador fue de 0,228 (IC 95%: 0,071 – 0,732) para el Phillips y de 0,160 (IC 95%: 0,058 – 0,439) para el Brainlab, es decir, ambos similares y sin diferencias significativas.

TABLA 15.- ANALISIS REGRESIÓN MULTIPLE(Para déficit añadido)

Variable	OR	Significación	Inter.Confianza (95%)
EDAD	1.001	0.962	0.967-1.036
SEXO	0.684	0.447	0.257-1.819
K.PREOPERATORIO	1.010	0.704	0.961-1.061
LOCALIZACIÓN ELOCUENTE	0.855	0.795	0.261-2.794
DIAMETRO MÁXIMO	1.012	0.556	0.972-1.054
NAVEGADOR	0.242	0.010	0.082-0.711
INTRAXIAL/EXTRAXIAL	1.873	0.225	0.679-5.165
Constante	0.169	0.537	0.679-5.165

2.- Diferencia en la situación general del paciente entre el estado preoperatorio y postoperatorio.

Esta diferencia fue evaluada en los dos grupos en función de la diferencia entre la puntuación final e inicial en el Karnofsky y también según el porcentaje de cambio en la escala (Según fórmula $(K_{inicial} - K_{final}) \times 100 / K_{inicial}$). En los pacientes del grupo 1 se apreció una mejoría media en la escala de Karnofsky de 8 puntos \pm 15 . En el grupo 2 se detectó un empeoramiento de 4 puntos \pm 13. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0.001$). En el porcentaje de diferencia de Karnofsky se apreció una mejoría en el 54.5 % de los pacientes intervenidos con neuronavegador frente a una mejoría en el 24.4 % de los pacientes intervenidos sin el neuronavegador. Esta diferencia también fue significativa ($p < 0,001$) (RRR= 123.3%)

Se comprueba en el análisis multivariante, en este caso por regresión lineal, que tras controlar por todas las variables, la variable Navegador, que es la que indica el uso del sistema, tiene un efecto beneficioso independiente y significativo.

TABLA 16.- ANALISIS REGRESIÓN LINEAL(Para cambio Karnofsky)

Variable	B	Error Std.	Significación
EDAD	-0.198	0.121	0.105
SEXO	5.077	3.271	0.124
LOCALIZACIÓN ELOCUENTE	2.134	4.027	0.597
DIAMETRO MÁXIMO	-3.23E-02	0.134	0.809
NAVEGADOR	8.706	3.501	0.015
INTRAXIAL/EXTRAXIAL	-1.877	3.632	0.6
Constante	8.404	10.609	0.430

3.- Localización intraoperatoria exacta de la lesión.

La identificación correcta de la lesión fue evaluada en las 168 craneotomías. En 123 craneotomías realizadas con el empleo del neuronavegador sólo hubo 2 en las que fue necesaria la corrección del abordaje (1.6%). En los dos casos se precisó la ampliación de la corticectomía debido al desplazamiento cerebral tras la apertura de la cavidad craneal. En el resto de pacientes, el 98.4 % del grupo 1, la localización fue correcta. Dentro del grupo control de 45 pacientes, en 26 de ellos (El 58 %) hubo que realizar alguna corrección en el abordaje para una correcta identificación y extirpación de la lesión. Esta diferencia entre los grupos fue estadísticamente significativa. ($p < 0.001$)(RRR= 97.2%).

4.- Grado de resección.

Dentro del grupo de pacientes intervenidos con el sistema de guía se consiguió una resección radical en el 74 % de los pacientes mientras que en el grupo control tan sólo se consiguió en 68.9 %. Sin embargo no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambas cifras.($p = 0.5$).

5.- Complicaciones.

Las complicaciones y el porcentaje respecto a la serie global incluidos los pacientes de los dos grupos se puede apreciar en la tabla. Un paciente falleció en el postoperatorio dentro del grupo de pacientes intervenidos sin el empleo del neuronavegador y otro en el grupo 1.

TABLA 17.- COMPLICACIONES

	Pacientes	%
No	163	82,3
Fistula	3	1,5
Edema	15	7,6
Pares	2	1,0
Empiema	1	0,5
Infarto	4	2,0
Hematoma	10	5
Total	198	100

Considerando sólo los pacientes en los que se realizó una craneotomía, los resultados fueron los siguientes: dentro del grupo 1 no hubo complicaciones en 116 pacientes (94.3 %), aparecieron complicaciones menores en 5 pacientes (4.1%) y graves en 2 pacientes (1,6%) falleciendo 1 paciente con un infarto cerebral y edema masivo postquirúrgico (Mortalidad 0.8%). En el grupo 2, en 21 pacientes no hubo ningún tipo de complicación (46,7%), en 14 hubo complicaciones menores (31,1%) y en 10 aparecieron complicaciones graves (22,2 %), falleciendo también un paciente con un hematoma postquirúrgico a pesar de ser reintervenido (Mortalidad 2.2%). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas. ($p < 0.001$) (Con una RRR= 70.5% para la aparición de complicaciones, RRR = 63.6% en mortalidad y 92.7% para la aparición de complicaciones graves) . A modo de resumen se puede apreciar en la tabla.

TABLA 18.- COMPLICACIONES POR GRUPO.

	No navegador (Grupo 2)	Si navegador (Grupo 1)	Total
No complicaciones	21 (46.7%)	116 (94.3%)	137 (81.5%)
Menores	14 (31.1%)	5 (4.1%)	19 (11.3%)
Graves	10 (22.2%)	2 (1.6%)	12 (7.2%)
Mortalidad	1(2.2%)	1(0.8%)	2(1.2%)

6.- Tiempo de estancia en UCI y estancia hospitalaria total .

La estancia postoperatoria en los pacientes sometidos a una craneotomía en unidades de cuidados críticos postquirúrgicos, bien en unidades de reanimación postquirúrgica o unidades de cuidados intensivos fue de 1,2 días de media \pm 0.5 en los pacientes intervenidos en el grupo 2 y de 0.97 \pm 0.4 días en el grupo 1. La estancia fue mayor de 24 horas en el 13% de los pacientes intervenidos sin el sistema de guía por imágenes frente a un 5% de los pacientes que fueron operados. La reducción en la estancia en unidades de críticos para los pacientes intervenidos con neuronavegación fue de un 19.2%. Esta diferencia aunque pequeña fue significativa estadísticamente ($p = 0.02$). Respecto a la estancia hospitalaria en días, fue de 13 \pm 5.9 en los pacientes del grupo 2 y de 10 \pm 4 en los pacientes del grupo 1, con una reducción en la estancia total en un 23% en los pacientes intervenidos con neuronavegador. Estas diferencias también fueron significativas estadísticamente ($p= 0.001$).

4.2.2.- Comparación entre grupos con lesiones en zona elocuente.

Para una mayor precisión en la obtención de los beneficios reales de la aplicación de los sistemas de neuronavegación y del tipo de lesiones que más se benefician de esta técnica se compararon los resultados postquirúrgicos de los pacientes del grupo control con solo aquellos pacientes del grupo 1 que presentaban la lesión tumoral en área elocuente (Grupo 3 según la tabla 2) y que fueron sometidos a una craneotomía para la extirpación de la lesión.

1.- Déficit postoperatorios añadidos.

Dentro del grupo 1 de pacientes intervenidos con neuronavegador, de los 60 pacientes sólo se añadió un déficit en 12, lo que representa un 20% de los pacientes. Mientras en el grupo 2, aparecieron nuevos déficits en 26 pacientes, lo que ha representado un 57.8%. Estas diferencias han sido significativas estadísticamente, ($p < 0.001$). Analizando las diferencias entre los porcentajes, podemos establecer que han aparecido en un 37.8% menos de pacientes operados con el empleo de los sistemas de guía un déficit neurológico añadido, con una reducción del riesgo relativo de 65.4% .

2.- Diferencia en la situación general del paciente entre el estado preoperatorio y postoperatorio.

Esta diferencia fue evaluada en los dos grupos en función de las formulas previamente señaladas. Hubo una mejoría media en el grupo de pacientes intervenidos con el neuronavegador de 6 ± 18 puntos frente a un empeoramiento de 4 ± 13 en la media de los pacientes intervenidos sin el sistema de guía, representando por tanto una mejoría del 16.6% en la escala a favor de los pacientes del primer grupo ($p=0.002$). Se apreció una mejoría en la escala de Karnofsky postoperatoria en el 46.7% de los pacientes intervenidos con el sistema de guía frente a una mejoría en el

24.4% de los pacientes intervenidos sin el. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ($p=0.001$) (RRR=91.3%).

3.- Localización intraoperatoria exacta de la lesión.

En el 98.3% de los pacientes intervenidos con el neuronavegador no se precisó ninguna corrección en el abordaje a la lesión tumoral, ni en ampliaciones de la craneotomía ni en aperturas de la corteza cerebral. En cambio esto sucedió sólo en 19 pacientes (42.2 %) de los pacientes del grupo control. Esta diferencia entre los grupos fue estadísticamente significativa. ($p < 0.001$) (RRR= 97%).

4.- Grado de resección.

Siguiendo los mismos parámetros analizados en el apartado previo, el grado de resección tras la cirugía fue completo en el 70% de los pacientes intervenidos con el sistema de guía frente al 68.9 % de los pacientes del grupo control en los que se consiguió una resección completa. Estas diferencias entre los dos grupos no fueron estadísticamente significativas ($p= 0.5$). Los resultados en el grado de resección entre estos dos grupos en función del tipo de lesión y su relación con el parénquima cerebral fueron los indicados en las tablas 19 y 20 apreciándose un mayor porcentaje de resecciones completas en los pacientes intervenidos con neuronavegador y sobre todo en lesiones extraxiales (Un 59% frente a un 56.5% en lesiones intraxiales con una $p=0.07$ y un 100% frente a un 82% en lesiones extraxiales con $p=0.05$).

TABLA 19.- GRADO RESECCIÓN: LESIONES INTRAXIALES
ZONA ELOCUENTE

	Grupo 1	Grupo 2
Incompleta	18	10
Completa	26(59%)	13(56.5%)
Total	44	23

TABLA 20.- GRADO RESECCIÓN: LESIONES EXTRAXIALES ZONA ELOCUENTE

	Grupo 1	Grupo 2
Incompleta	0	4
Completa	16 (100%)	18 (81.8%)
Total	16	22

5.- *Complicaciones.*

El análisis de las complicaciones en esta ocasión y siguiendo la clasificación previa de las complicaciones en ninguna, menores y mayores fue en esta ocasión según indica la tabla. En el 31.1 % y 22.2% de los pacientes intervenidos sin navegador aparecieron complicaciones menores o graves respectivamente frente al 5% y 3.3% de los pacientes intervenidos con el sistema de guía. Estas diferencias fueron significativas estadísticamente. ($p < 0.001$). En conjunto hubo un 45% menos de pacientes con complicaciones en el grupo de intervenidos con neuronavegador y lesiones tumorales en área elocuente. (RRR= 84.4%)

TABLA 21.- COMPLICACIONES POR GRUPO EN LESIONES ELOCUENTES

	No navegador (Grupo 2)	Si navegador (Grupo 1)
No complicaciones	21 (46.7 %)	55 (91.7 %)
Menores	14 (31.1 %)	3 (5 %)
Graves	10 (22.2 %)	2 (3.3 %)
Total	45 (100%)	60 (100 %)

6.- Tiempo de estancia en UCI y estancia hospitalaria total .

La estancia postoperatoria en unidades de críticos dentro de los 60 pacientes del grupo 1 fue de 0.97 ± 0.4 días y en los pacientes del grupo 2 fue de 1.2 ± 0.6 días, con una reducción en la estancia del 19.2%, siendo las diferencias significativas ($p = 0.013$). La estancia hospitalaria total fue de 10.8 ± 4 días en los pacientes intervenidos con neuronavegador frente a 13.1 ± 5.8 días en los intervenidos sin neuronavegador, con una disminución en la estancia total en los pacientes intervenidos con neuronavegador en un 17.6%, siendo estas diferencias también significativas ($p= 0.019$).

4. 3. Estudio comparativo entre los dos sistemas de guía.

La precisión en el registro indicada por cada uno de los sistemas osciló entre 0.1 y 10 mm siendo esta medida calculada directamente por los sistemas durante el registro sobre la posición de cada uno de los marcadores del cuero cabelludo sin ser un valor real de la posición del puntero en el área quirúrgica real no se han apreciado diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas.

1.- Tiempo de registro necesario y número de registros.

El tiempo medio empleado en el registro, contabilizado en minutos fue de 17.7 ± 6 para el sistema EasyGuide oscilando entre un mínimo de 10 minutos y 35 minutos de tiempo máximo. En el segundo sistema fue de 9.6 ± 3 minutos de media oscilando entre un mínimo de 5 y máximo de 15 minutos con el sistema Brainlab. Esta diferencia fue estadísticamente significativa ($p < 0.001$). Respecto al número de intentos de registro hasta conseguir la correcta asimilación por el sistema de la posición espacial del craneo del paciente para poder comenzar la intervención con el sistema fue entre 1 y 4 con una media de 2.11 ± 0.9 en el caso del

sistema EasyGuide. En el sistema Brainlab osciló entre 1 y 3 con una media de 1.19 ± 0.5 , siendo también esta diferencia significativa estadísticamente ($p < 0.001$).

2.- Errores en la asimilación, procedimiento y localización intraoperatoria de la lesión.

Hubo 3 casos en los que un error en la adquisición de imágenes dificultó el empleo del sistema (1.9%), dos en el sistema EasyGuide (3.7%) de los cuales sólo se pudo solucionar uno de ellos y otro con el sistema Brainlab (1%) solucionándose el problema con una nueva transmisión de imágenes desde la sala de neurorradiología a través de la intranet que conectaba el sistema con la estación de trabajo de la TC. Estas diferencias sin embargo no fueron estadísticamente significativas ($p = 0.27$).

En 4 ocasiones hubo un error en el procedimiento con los sistemas de guía por imágenes (2.6%). Todos ellos por una pérdida de calibración del registro. En tres ocasiones fue con el sistema EasyGuide (5.6%) pudiéndose solucionar en dos de los casos con un nuevo registro y en otro caso se continuó la cirugía sin el empleo del sistema. En el otro sistema ocurrió en un procedimiento (Lo que representa un 1%) pudiéndose solucionar realizando un nuevo registro intraoperatorio dado que no se retiraron los marcadores sobre el cuero cabelludo y se pudo continuar la cirugía con la guía del sistema. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p = 0.12$).

No hubo diferencias entre ambos sistemas en la localización intraoperatoria exacta de la lesión, sin precisar correcciones en el abordaje o resección de las lesiones tumorales en los procedimientos en los que ambos sistemas funcionaron correctamente.

TABLA 22.- COMPARATIVA ENTRE SISTEMAS DE GUÍA

	EasyGuide	Brainlab	Significación st.
Tiempo medio registro (Minutos)	17.7	9.6	p< 0.001
Número registros	2.11	1.9	p< 0.001
Errores asimilación	3.7%	1%	p= 0.27
Errores procedimiento	5.6%	1%	p= 0.12
Localización exacta	100%	100%	p=1

5. DISCUSIÓN

5.1.- Evolución y definición del término de cirugía guiada por imágenes. Situación en el momento actual.

Desde los orígenes de la cirugía del sistema nervioso, uno de los objetivos principales ha sido el alcanzar una determinada región del cerebro produciendo un mínimo daño a las estructuras vecinas. La idea inicial de Víctor Horsley de construir un instrumento para estudiar determinadas estructuras cerebrales con la inserción de una cánula de forma precisa en el interior del parénquima cerebral en el lugar deseado junto a la afortunada colaboración de Clarke consiguió el diseño del denominado “Instrumento estereoscópico de Clarke para excitación y electrolisis”⁵⁴. Basándose en unas referencias externas craneales y su posición respecto a un instrumento que se colocaba sobre la cabeza del animal, conseguían mediante un cálculo matemático las coordenadas del punto intracraneal deseado, introduciendo en ese punto el electrodo necesario para efectuar el registro. Actualmente los neurocirujanos, tras realizar un estudio de imagen, gracias a un instrumento que reconoce unas marcas externas o el contorno del cuero cabelludo del paciente y un sistema óptico de posición espacial que realiza automáticamente los cálculos matemáticos, también calculan las coordenadas intracraneales no sólo de un punto sino de todas las estructuras intracraneales en ese momento. Estamos hablando por tanto de la misma técnica pensada por Horsley y Clarke pero con la tecnología actual.

A partir de 1906 la evolución de los marcos estereotácticos y de los cálculos de coordenadas en estos ha sido muy variada como se puede comprobar en la introducción de este estudio, aumentando la precisión y versatilidad de los mismos de forma considerable, sin embargo en todos ellos se precisaba la colocación de una estructura rígida sobre el cuero cabelludo del paciente, lo que se considera una molestia añadida para él. La colocación del marco produce también una obstrucción mecánica al abordaje quirúrgico dificultando el movimiento de las manos e instrumentos

quirúrgicos sobre todo en patología de base craneal¹⁶⁹. La guía estereotáctica mediante una serie de cálculos matemáticos proporciona de un modo preciso información sobre la posición de un punto intracraneal y repitiendo dichos cálculos podemos conseguir información de la posición de diferentes puntos intracraneales pero en ocasiones dicha información no es suficiente y se suplementa con la experiencia y conocimiento de la anatomía del cirujano. La estereotaxia tampoco aporta información sobre la posición de los instrumentos quirúrgicos en el campo dado que el cálculo de coordenadas se realiza sobre la imagen en la que se aprecian las referencias del marco estereotáctico en las que obviamente no aparecen los instrumentos del cirujano ya que cuando se obtienen las imágenes todavía no se ha realizado la apertura de la cavidad intracraneal. En 1986 Patrick Kelly⁹⁶ introduce el concepto de estereotaxia volumétrica consiguiendo la reconstrucción tridimensional del volumen tumoral con la superposición de imágenes obtenidas con la tomografía computarizada. Esta tecnología le permitía conseguir superponer la imagen del tumor a la imagen real que obtenía a través del microscopio convirtiendo de esta forma el microscopio quirúrgico en una especie de microscopio estereotáctico, proporcionando al cirujano la posición del volumen en el espacio intracraneal. Sin embargo persistía la necesidad de colocación de un marco estereotáctico sobre el cráneo del paciente. Este instrumento está considerado como el paso previo a la aparición de los neuronavegadores.

En el momento actual y gracias al gran desarrollo del mundo de la informática y la computación, los sistemas de guía por imagen están desarrollando y actualizando continuamente nuevas tecnologías aplicadas. En nuestro estudio hemos comprobado como un sistema más moderno, el Brainlab, ofrece ventajas respecto al EasyGuide fruto de la modernización del equipo informático dándole mayor velocidad en el proceso de imagen y por tanto disminuyendo el tiempo de registro y el número de errores en el mismo. (9.6 minutos de media en el sistema Brainlab frente a 17.7 en el sistema EasyGuide). A día de hoy, los sistemas recién salidos a la venta, pueden realizar dicho registro en escasos 2 minutos. Sin embargo y debido

a que el sistema de localización básicamente es el mismo no apreciamos diferencias en la localización y delimitación de la lesión tumoral.

Se ha denominado a estos sistemas Neuronavegadores, idea inicial de Apuzzo por su similitud con la navegación náutica⁷, “frameless stereotaxy” o “estereotaxia sin marco” en alusión a la definición que Horsley y Clark realizaron, dado que estamos hablando de lo mismo, es decir de una técnica basada en el cálculo de coordenadas sobre un espacio tridimensional. Otros autores prefieren el concepto de cirugía guiada por computadora o navegación guiada por computadora⁷⁶, sin embargo este concepto se dirige más hacia la cirugía robótica en la que es la computadora la que guía realmente el instrumento quirúrgico. Nosotros hemos empleado de forma indiferente el término “neuronavegador” y el de sistema de guía por imágenes o más correctamente cirugía interactiva guiada por imágenes dado que el abordaje quirúrgico siempre se basa en un estudio de imagen. Sin embargo el concepto “interactivo” nos indica que el cálculo de coordenadas, ayuda a la orientación del cirujano y se realiza en todo momento sobre el estudio de imagen obtenido con tomografía computarizada o resonancia magnética y es reconstruido en tres dimensiones por el sistema, pero es el neurocirujano el que modifica a su voluntad el estudio de imágenes señalando las trayectorias, tomando las decisiones necesarias intraoperatoriamente y dirigiendo los instrumentos quirúrgicos manualmente.

Existen actualmente diferentes líneas de investigación agrupadas fundamentalmente en tres campos. Una de las líneas de desarrollo es la basada en las técnicas de robotización²⁷ con las ventajas y desventajas que suponen y que están llevando a la aplicación de los robots híbridos, combinados²²¹, con una parte activa automática y otra pasiva manual¹⁰⁷. Es de destacar en este grupo el equipo diseñado por Benabid y colaboradores, que incluye en el extremo del brazo robotizado el microscopio quirúrgico, identificando el punto diana del sistema con el foco de la lente¹⁵. Otra vía actual de investigación es la de integrar la mejora constante de los estudios de imagen en los neuronavegadores, así los estudios funcionales^{59,161} o las

imágenes por difusión con RM nos integran las vías funcionales en los estudios empleados por los sistemas para evitar lesionarlas y eliminar las secuelas neurológicas postquirúrgicas. La aparición de la denominada neuronavegación funcional¹³⁰ no solo busca la introducción de los estudios funcionales como la resonancia magnética funcional o los estudios de difusión de imágenes en el sistema de guía sino que algunos autores complementan el sistema de guía con técnicas de mapeo cortical intraoperatorio con el neuronavegador²⁰⁶. Finalmente hay que mencionar el esfuerzo y la aparición de instrumentos para evitar el error introducido durante la cirugía por el efecto del desplazamiento cerebral (“brain shift”) tras la apertura de la cavidad intracraneal^{17,42}. Una vez realizada la craneotomía, la pérdida de líquido cefalorraquídeo y las medidas empleadas por el anestesiólogo para mantener el cerebro en situación de relajación y así facilitar el trabajo del neurocirujano producen cierto grado de desplazamiento cerebral que no es apreciado por el sistema de neuronavegación ya que las imágenes con las que trabaja son obtenidas antes de la apertura de la cavidad craneal¹³¹. Este es el punto a superar en un futuro no muy lejano: La cirugía guiada en tiempo real con un sistema que constantemente esté actualizando la posición del parénquima cerebral y adaptando las imágenes a la situación real. Trabajos como el desarrollado por Navaby¹²⁶, Black y colaboradores, la aparición de la RM intraoperatoria^{166, 188}, el empleo de la ecografía intraoperatoria o el desarrollo de modelos matemáticos¹¹⁸ que puedan calcular las modificaciones cerebrales que ocurren tras la craneotomía^{93,117}.

Aunque el objetivo de nuestro estudio no ha sido establecer el grado de desplazamiento cerebral, si hemos apreciado una serie de aspectos de interés a mencionar como es el grado de resección que contrariamente a lo esperado no es significativamente mayor con el empleo del neuronavegador. Mientras el grado de resección radical con el sistema de guía ha sido en el grupo general en el 74% de los pacientes, en el grupo control ha sido del 69% de ellos sin haber diferencias estadísticamente significativas y cuando seleccionamos solo pacientes con lesiones en áreas elocuentes bajan los porcentajes a un 70 % de ellos frente a un

69%. Esto indica que aunque existe mayor precisión en el abordaje y localización del tumor, a lo largo de la cirugía el efecto de desplazamiento cerebral de alguna forma disminuye los beneficios del sistema de guía. Más aún, cuando dividimos en grupos de tumores intraxiales o extraxiales, curiosamente apreciamos un grado de resección más amplio en lesiones extraxiales (Meningiomas) en los pacientes intervenidos con neuronavegador 100% de estos frente a un 81.8% de los pacientes con lesiones extraxiales intervenidos sin el empleo del sistema de guía. Aunque esta diferencia tan poco es significativa, es debido probablemente a un número bajo de pacientes incluido en el estudio para poder comparar los resultados. Pero, en nuestro trabajo apreciamos que curiosamente en la extirpación de meningiomas, que son tumores típicamente adheridos a las cubiertas meníngeas y por tanto “fijos”, es donde sí parece haber una tendencia beneficiosa con el empleo de los neuronavegadores. Una mayor precisión en la craneotomía y delimitación del tumor aumenta la confianza del neurocirujano en la resección, sin embargo en las lesiones intraxiales este efecto desaparece por el desplazamiento cerebral y se tiende a ser menos agresivo en la resección por temor a producir en el paciente lesiones neurológicas irreversibles. Confirmamos por tanto en nuestro estudio la necesidad de complementar a estos sistemas de guía de herramientas, bien ecografía intraoperatoria, RM o TC, que actualicen la posición real del parénquima cerebral y sobre todo que aporten información de cuanto tumor queda y cual es la relación del fragmento tumoral con las estructuras cerebrales para conseguir una mayor resección tumoral²¹². Esto ha sido también confirmado por algunos autores que indican que en ausencia de actualización intraoperatoria, la resección incompleta puede ser frecuente quedando restos tumorales en el 54% de esos pacientes^{99,199,213}.

5.2.- Aplicaciones de los sistemas de guía por imágenes.

El empleo de la neuronavegación en la neurocirugía al igual que la estereotaxia a lo largo de la primera mitad del siglo XX se ha extendido ampliamente. Se encuentran numerosas publicaciones en la literatura sobre la experiencia de diferentes autores en los diferentes campos neuroquirúrgicos¹⁰⁹. Su utilización en diferentes hospitales es muy variable, oscilando entre un 13 y 92% de los procedimientos craneales^{156, 169}. Así existen trabajos sobre su aplicación en la cirugía de lesiones vasculares sobre todo en la resección de cavernomas^{112,113} y malformaciones arteriovenosas de difícil localización¹²² en los que el sistema de guía proporciona información sobre la localización del surco cerebral idóneo para abordar y reseccionar el cavernoma⁹², evitar zonas elocuentes y conseguir minimizar los déficits en los pacientes intervenidos^{198,219}. También están apareciendo trabajos sobre su utilidad en la cirugía de aneurismas cerebrales¹⁷³.

Se han encontrado ventajas en la localización del trépano para abordajes al sistema ventricular⁶⁰ bien para colocación de catéteres o para acceder con el neuroendoscopio para realizar ventriculostomías en el suelo del tercer ventrículo^{20,114}. En este último punto, muchas veces antes de realizar un procedimiento endoscópico es útil la planificación preoperatoria del punto idóneo de colocación del trépano a través del cual se va a acceder al sistema ventricular^{88,121}, así si vamos a realizar una biopsia de la región pineal-tectum es mejor colocar el trépano en una posición más anterior para facilitar la orientación posterior del endoscopio y producir menos daño a las estructuras del fornix^{153,174}. En los abordajes con el endoscopio a los quistes aracnoideos también es importante la planificación preoperatoria comprobando antes cuales van a ser las zonas en las que vamos a realizar la fenestración de la pared del quiste y donde vamos a realizar el trépano e introducción del endoscopio¹⁶⁰, sobre todo en casos con anatomía compleja o alterada. En este aspecto su aplicación en patología pediátrica en lesiones intraventriculares⁵⁰ o hidrocefalias

tabicadas tanto en su abordaje endoscópico como abierto también hay trabajos que hablan favorablemente sobre su empleo^{147,204}.

Existen trabajos en los que el sistema puede guiar el microscopio quirúrgico^{157,159} de tal forma que puede seguir y enfocar automáticamente¹⁵⁸ la punta del instrumental del cirujano y evitar que el cirujano tenga que interrumpir la cirugía para desplazar el mismo y enfocar el objetivo^{56,75}. Nosotros en nuestro estudio lo hemos aplicado en 10 casos con el sistema Brainlab pero no lo hemos incluido en el estudio estadístico debido al número escaso de pacientes.

Otra de las aplicaciones interesantes es en el campo de la cirugía funcional¹⁹⁶, la localización preoperatoria de focos epileptógenos²¹⁶ a reseca en cirugía de la epilepsia^{193,215}, cirugía de epilepsia en niños²⁶, la colocación de electrodos subdurales^{77,137} y la estimulación del cortex con dichos electrodos en los estudios preoperatorios invasivos¹²⁹ para la identificación del foco de descarga epileptógena se han beneficiado de los sistemas de navegación. También autores como Tanaka y Olivier¹⁹³ destacan las utilidades de la neuronavegación en la cirugía de la epilepsia y en la realización de resecciones de hipocampo-amígdala en epilepsias del lóbulo temporal^{200,216}. Su uso para la cirugía funcional profunda como la cirugía de los trastornos del movimiento no está tan extendida debido a que la precisión de los sistemas de guía por imágenes no es tan exacta como la guía estereotaxiaca encontrando algunos autores como Quiñones-Hinojosa y colaboradores, diferencias significativas de hasta 2.3 mm entre el sistema de guía por imágenes y el marco de Cosman-Roberts-Wells¹⁴⁸.

También existen múltiples trabajos sobre su aplicación en cirugía espinal donde parece facilitar la colocación de tornillos transpediculares tanto a nivel dorsal, lumbar o sacro con menor incidencia de complicaciones y menor estancia hospitalaria^{5,61}.

Sin embargo su mayor aplicación y número de trabajos en la literatura es su uso en la cirugía oncológica⁴⁸. La mayoría de las series en diferentes

centros indican que su mayor aplicación reside en la extirpación de tumores intracraneales^{69,167}. En nuestra experiencia vemos que también ocurre de esta forma, siendo de los 206 casos recogidos inicialmente el 79% pacientes con tumores intracraneales. Tanto en la planificación para la resección de tumores gliales¹¹, localización tumoral¹², identificación de márgenes y contornos tumorales^{87,158}, como en la extensión en su resección⁹⁹, diferentes autores abogan por su empleo dado que proporcionan beneficios para el paciente. Se han descrito múltiples ventajas también de la biopsia sin marco^{13,62}, la reducción de tiempo de quirófano, la posibilidad de usar otros instrumentos además de la aguja de biopsia, la planificación intuitiva y flexible seleccionando varios blancos dentro de la lesión sin necesidad de nueva imagen del tumor¹⁰¹ y dando la posibilidad de convertir el procedimiento en una cirugía abierta¹⁴⁰. En la cirugía de meningiomas^{10,14} que afectan a la base craneal y por tanto no están sometidos al efecto de desplazamiento cerebral es donde existen mayores beneficios¹³⁹. Toda la patología de base craneal debido a la estructura ósea del cráneo no está sujeta a efectos de desplazamiento cerebral incluso en la cirugía ORL ha sido también descrito su empleo⁶⁸. Algunos autores como Paleologos y colaboradores ya han realizado estudios comparativos entre cirugía guiada y cirugía convencional encontrando ventajas significativas incluso reducción en la estancia hospitalaria como también apreciamos en este estudio en el que existe una reducción de la estancia de forma significativa estadísticamente tanto en unidades de críticos en un 19.2% como en estancia hospitalaria total en un 23%.

También existen trabajos que aportan beneficios en la cirugía de la región pineal^{163,180} y base craneal proporcionando una mejor planificación preoperatoria y mayor precisión en el abordaje sobre todo en reintervenciones donde la anatomía se encuentra bastante alterada¹⁷⁵. En este último punto se ha encontrado también de utilidad en la cirugía hipofisaria, tanto para prescindir del control con escopia intraoperatoria como en reintervenciones de patología hipofisaria por vía transesfenoidal

donde muchas veces la anatomía normal se encuentra muy distorsionada
51,168 .

Todo este fenómeno de expansión de la cirugía guiada por imágenes (Image Guided Surgery en anglosajon con las siglas IGS) contrasta con las opiniones y reflexiones de autores como Taylor¹⁹⁴ Sami¹⁶⁵, Haase⁸⁰ o Whittle²¹¹ que critican la ausencia de estudios comparativos que establezcan claramente si el empleo de los neuronavegadores aumenta los buenos resultados postoperatorios en los pacientes y que puede inducir a error en la nuevas generaciones de neurocirujanos en el sentido de buscar el camino fácil de la cirugía guiada abandonando en cierta medida la necesidad del estudio continuado de la anatomía compleja del sistema nervioso².

Mirando con cierta perspectiva la evolución de la cirugía guiada del sistema nervioso es difícil también encontrar parámetros adecuados para comparar los resultados entre unos pacientes y otros con la cirugía estereotáctica y sin embargo nadie duda en afirmar que realizar una biopsia de una lesión subcortical a 3 cm de la superficie cerebral es más segura para el paciente si se realiza con un sistema de guía estereotáctica. Un fenómeno similar está sucediendo con los sistemas de guía por imágenes en el sentido de que muchos neurocirujanos saben que en determinadas localizaciones estos sistemas mejoran la precisión y seguridad de neurocirujano durante la cirugía. Autores como Wagner y Gaab²⁰⁵ publican como existen ciertas áreas y regiones anatómicas en las que se mejoran los resultados con la aplicación de la guía por imágenes en contra del uso indiscriminado en todo tipo de patología intracraneal²¹. En un informe técnico de la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias del Ministerio de Sanidad Español que realiza un metanálisis de los resultados publicados en la literatura médica se menciona la ausencia de evidencia científica clara del beneficio de los sistemas de guía por imágenes apreciándose cierto beneficio de la aplicación de los neuronavegadores en la neurocirugía aunque no existen estudios controlados y prospectivos^{21,33}.

El proceso de recogida de datos de nuestra serie, aunque ha sido de forma prospectiva en el proceso de inclusión de pacientes, presenta el inconveniente de no ser un estudio controlado aleatorio como la mayoría de las series publicadas previamente. Todos los pacientes se presentaron en sesión clínica con neurocirujanos y neurorradiólogos seleccionando aquellos pacientes con lesiones que de alguna forma presentaban cierta dificultad añadida tanto para su localización como para su resección y por tanto se ha introducido un sesgo en contra del sistema de guía, sin embargo la recogida y clasificación de los pacientes del grupo control y la clasificación de la localización de las lesiones gracias al trabajo de Sawaya y colaboradores¹⁷⁰ con una experiencia amplia en 400 craneotomías nos ha permitido homogeneizar en cierta medida los dos grupos de pacientes con lesiones en áreas anatómico-funcionales elocuentes y apreciar beneficios claros a favor de los neuronavegadores en el estudio estadístico comparativo.

La serie general presentada en nuestro estudio en los pacientes intervenidos con el empleo del sistema de guía confirma las consideraciones previas ampliamente difundidas en la literatura^{82,152,136}. La neuronavegación permite una mejor planificación^{192,202} quirúrgica con una incisión y craneotomía en posición óptima, de menor tamaño con un abordaje menos agresivo que mejora el postoperatorio en el paciente y que algunos trabajos citan ya la reducción en la estancia hospitalaria^{5,33,121} con la compensación de costes totales en el procedimiento. Además las cifras publicadas indican, en general, mejores resultados en el porcentaje de resección tumoral, biopsias positivas o colocación de tornillos, con menor incidencia de complicaciones y menor estancia hospitalaria^{3,5,121}. En este estudio, al seleccionar y comparar los resultados en pacientes con lesiones en áreas funcionalmente importantes confirmamos que la navegación aumenta la seguridad de la cirugía sin repercutir negativamente en el desarrollo habitual del procedimiento. También la selección del grupo de control en función de la localización anatómica-funcional de la lesión nos ha permitido comparar los resultados entre dos

grupos de pacientes con las mismas características de un modo científico basándonos en el estudio de Sawaya y colaboradores que presentan una amplia serie de 400 craneotomías en las que se buscan parámetros similares para comparar los resultados y las complicaciones de la cirugía¹⁷⁰. En esta serie también se emplea la escala de Karnofsky⁹⁵ en la evaluación del estado general del paciente que aunque es una escala aplicada a enfermos oncológicos para valorar los efectos de la quimioterapia en este estudio es aplicable dado que son todos enfermos con patología tumoral y nos permite también establecer como un déficit neurológico pre y postoperatorio influye de forma general en el paciente. En el presente estudio apreciamos que aunque la puntuación apreciada en la escala es peor en el grupo de pacientes intervenidos con el neuronavegador (Ver gráficas escala de Karnofsky) se aprecia una mejoría de los pacientes intervenidos con el sistema de guía en el 95% de los pacientes frente a un 55.5% de los pacientes operados sin neuronavegador. ($p < 0.001$).

Siendo predominante en todas las series publicadas su empleo en patología tumoral en nuestra serie ha existido un gran porcentaje de pacientes con lesiones en zonas de gran elocuencia y la tendencia apreciada en los servicios neuroquirúrgicos es la de reservar el empleo del sistema sobre todo para lesiones que realmente lo necesitan y no el empleo indiscriminado del sistema en todas las intervenciones. Esto hace que la selección adecuada de los pacientes no aumente los costes generales del Servicio dado que al emplearlo en los casos más necesarios estamos evitando complicaciones, disminuyendo estancia hospitalaria, no necesitando rehabilitación postoperatoria en el paciente y en general mejorando la calidad de vida del paciente.

5.3.- Justificación del empleo de los neuronavegadores. Resultados en nuestra serie.

En 1984 Yasargil describe y propone el abordaje transulcal a través de los espacios subaracnoideos para casi todo tipo de lesiones resecables, respetando así en la medida de lo posible la anatomía y función cerebral²¹⁷. Aunque se le ha discutido la posibilidad de producir mayor agresión quirúrgica, por afectación de la vascularización que discurre en las paredes y valles sulcales, lo importante es que el cirujano tiene una ruta anatómica por la que llegar. La apertura y disección del surco ha de realizarse siempre con técnicas microquirúrgicas, que es la tendencia actual en la mayoría de centros neuroquirúrgicos. Pero el mismo Yasargil en su volumen de tumores “Microneurosurgery”²¹⁸ refiere como “Muchos surcos visualizados claramente en la RM no pueden ser reconocidos en la superficie cerebral explorada quirúrgicamente. Durante la exploración microquirúrgica de la superficie cerebral es, por tanto, extremadamente difícil identificar con certeza el mismo surco que aparece tan obvio en las imágenes de la RM”. El problema de la identificación del surco por el que llegar a la lesión se solventa con el empleo de los programas de dibujo sobre las imágenes que aportan los sistemas de guía. Tras haber obtenido la secuencia de imágenes con tomografía computarizada o resonancia magnética y haber reconstruido en tres dimensiones la anatomía cerebral del paciente, podemos dibujar sobre las imágenes el surco por el que queremos acceder a la lesión o incluso la trayectoria quirúrgica completa hasta el objetivo^{16,50}. Estos nuevos sistemas de guía responderían por tanto a las tres cuestiones planteadas anteriormente: localizar anatómicamente la lesión, conocer la función del córtex circundante y utilizar la mejor vía de abordaje a través del surco por el espacio subaracnoideo². El auge de estos métodos por tanto no se enfrenta a los conceptos clásicos quirúrgicos, en que el cirujano aborda la lesión siguiendo planos, rutas y marcas anatómicas sino que los complementa y ayuda al cirujano a la apreciación de los conocimientos anatómicos sin la necesidad de estar acompañado de artificios rígidos y engorrosos como las guías estereotáxicas¹⁸².

La justificación por tanto de los sistemas de guía por imágenes vendría dada en función de tres parámetros fundamentales del abordaje quirúrgico a una lesión cerebral:

- 1.-Mayor accesibilidad a las manos del cirujano sin interferencias mecánicas con una estructura rígida.
- 2.-Mayor información funcional de la zona sobre la que se está actuando de forma interactiva.
- 3.-Mayor precisión en la identificación de “corredores quirúrgicos” o estructuras anatómico-funcionales.

Los nuevos estudios funcionales como son la resonancia magnética funcional (en anglosajón con las siglas: fMRI), magnetoencefalografía (MEG) y la fusión de estas dos técnicas en las denominadas imágenes de fuente magnética (MSI) hacen necesaria esa “guía con las imágenes” que no puede proporcionar la clásica estereotaxia. Estos sistemas que pueden trabajar con secuencias de imágenes de alta resolución, aportan al cirujano una información de forma interactiva durante la intervención incluso de las vías funcionales que pueden ser lesionadas en el acto quirúrgico^{59, 130,161}. La gran accesibilidad a los estudios de imagen cerebral con RM facilita un diagnóstico precoz de lesiones corticales²⁰⁹ (tras una primera crisis epiléptica, por ejemplo), y existe una mayor capacidad de descubrir lesiones productoras de hemorragias córtico-subcorticales (angiomas cavernosos), o en epilepsias parciales fármaco-resistentes⁸⁶ donde se ha incrementado el porcentaje de pacientes en los que se visualiza algún tipo de lesión estructural, bien una displasia o una lesión glial de bajo grado. Este tipo de lesiones no suelen exceder los 2 cm de tamaño y están situadas subcorticalmente, de forma que no son visibles en el cortex tras la apertura de la duramadre. En el caso de que exista una indicación quirúrgica de extirpación (Tumores o malformaciones vasculares), la principal dificultad quirúrgica no está sólo en las maniobras de exéresis sino también en la localización de dichas lesiones, sobre todo cuando se encuentran en íntima relación con zonas corticales elocuentes lo que previamente convertía una lesión en inextirpable por los altos

riesgos de secuelas neurológicas que conllevaba su extirpación. En el planteamiento quirúrgico de esta lesión hay tres interrogantes que se deben solucionar: localización anatómica de la lesión, función del cortex circundante y vía de abordaje más adecuada. La utilización de técnicas estereotáxicas, más concretamente el abordaje combinado estereotáxico-microquirúrgico, facilita en gran manera la localización de la lesión. Sin embargo la vía de abordaje es rígida y está marcada por la cánula introducida, que sirve de guía a la disección microquirúrgica. Este abordaje, no es posible utilizarlo en lesiones en la profundidad de surcos en relación con zonas no silentes. Es el caso, por ejemplo de astrocitomas en la parte más superior de la cisura de Silvio, cubiertos por el pliegue curvo izquierdo, que tendría que ser atravesado por dicha cánula. El abordaje combinado estereotáxico-microquirúrgico presenta además otros problemas. Cuando intentamos localizar lesiones de pequeño tamaño, las maniobras anestésicas pueden movilizar el parénquima cerebral lo suficiente como para que la cánula, en el caso de ser introducida una vez abierta la duramadre, no nos lleve directamente a la lesión. Esta metodología requiere además que, antes de proceder a la intervención quirúrgica, el paciente ha de ser llevado a la sala de TC o RM, tras colocarle la guía estereotáxica con anestesia local, para localizar la lesión y tomar las oportunas referencias en los tres ejes del espacio con la consiguiente incomodidad e incluso importante estrés que esto conlleva para el paciente^{169,171}.

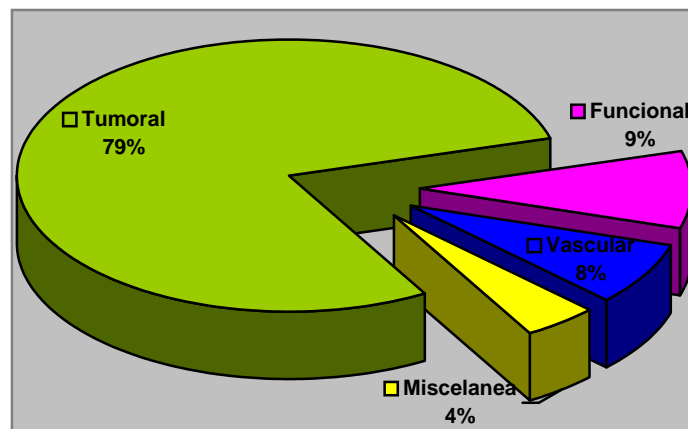
La adquisición de un sistema de neuronavegación representa un gasto importante para el centro hospitalario, no es necesario disponer de instalaciones específicas pero se precisa también de una serie de instrumentos y material fungible a parte de estudios específicos con TC y RM que también representan una elevación del coste³³. Según Roessler¹⁵⁷ el empleo del sistema de guía mediante neuronavegación supondría un incremento del coste aproximado de unos 265 euros por paciente frente a la cirugía convencional. Todos estos gastos que en realidad no suponen una elevación significativa del coste total por proceso, han de compensarse con un beneficio claro para el paciente. Nuestro estudio

confirma la utilidad de los sistemas de guía por imagen empleados sin oponerse al concepto microquirúrgico introducido por Yasargil, así como determina sus beneficios en la resección de tumores cerebrales en los que el concepto estereotáctico por las limitaciones mencionadas no ha sido suficientemente desarrollado.

Nuestra serie.

El espectro de patología neuroquirúrgica en los que se empleó el sistema de neuronavegación durante el periodo de recogida de datos inicial en 206 pacientes fue en 153 casos en patología tumoral, en 23 casos cirugía funcional en relación al programa de cirugía de la epilepsia, 19 casos de patología vascular de los cuales once fueron angiomas cavernosos, seis malformaciones arteriovenosas y dos aneurismas. Hubo otros 11 pacientes de patología diversa entre los que se incluyeron 2 abscesos, dos colocaciones de catéter en cavidad quística y siete ventriculostomías endoscópicas de tercer ventrículo.

Gráfico 4: Espectro general de patología en la que se empleó el sistema de guía.



Se trata de un grupo heterogéneo de pacientes seleccionados en función de la disponibilidad o intención de emplear el sistema de guía para el tratamiento del paciente, por lo que existe un número importante de lesiones en regiones cerebrales elocuentes, sin embargo para el presente estudio se seleccionaron solo aquellos con patología tumoral, haciendo por tanto el grupo más homogéneo. El conjunto de pacientes se clasificó inicialmente en de 5 grupos: tumores, epilepsia, vascular, infecciones y miscelánea aunque el grupo más numeroso ha sido el de patología tumoral dado que uno de los objetivos del estudio ha sido la valoración del grado de resección tumoral y su relación con los resultados funcionales postoperatorios. Hemos seleccionado del grupo inicial pacientes con lesiones tumorales para poder establecer dos grupos lo más homogéneos posible 153 pacientes intervenidos con el sistema de guía por imágenes y 45 pacientes con lesiones en áreas elocuentes intervenidos sin el empleo del neuronavegador en un periodo previo a la disposición en el Servicio de Neurocirugía del sistema de guía y por tanto no intervenidos con él porque no se podía. De los 153 pacientes del grupo 1 en 123 se realizó una craneotomía y hemos obtenido un subgrupo de 60 pacientes intervenidos mediante una craneotomía guiada con neuronavegador y lesión en área elocuente igual a la de los pacientes del grupo control para poder realizar un estudio comparativo más exhaustivo. De estos 60 pacientes 30 fueron intervenidos con un sistema y 30 con el otro. Hemos empleado la clasificación de Sawaya y colaboradores¹⁷⁰ en la localización funcional de las lesiones según el estudio radiológico (Tabla 2 localización funcional, apartado 3.3.1) dado que pensamos que es una serie moderna y amplia publicada con especial atención a la relación entre la localización próxima a zonas elocuentes y los resultados funcionales postoperatorios. También hemos empleado la clasificación de este estudio del grado de resección tumoral obtenido, aunque los controles radiológicos postquirúrgicos se han realizado de forma diferida. En cuanto al resultado global obtenido en el paciente y su capacidad para desempeñar la actividad cotidiana hemos empleado la clasificación de Karnofsky⁹⁵ al igual que el estudio de Sawaya dado que aunque sea una escala más diseñada para el tratamiento de

pacientes oncológicos da una idea clara del estado general del paciente en el sentido de su manejabilidad e independencia física.

Se ha apreciado un discreto mayor número de varones con una relación 1.3:1 frente a mujeres (85 varones frente a 68 mujeres en el grupo 1 y 25 varones frente a 20 mujeres en el grupo 2) y aunque hubo un paciente con 82 años, consideramos que el conjunto de la serie es joven con una edad media de 56 años. El paciente más joven de nuestra serie ha sido un niño de 9 años con un astrocitoma de bajo grado que colaboró perfectamente en la colocación de los marcadores. No hay pacientes menores dado que en los niños es más difícil que colaboren sin retirarse los marcadores del cuero cabelludo o permanezcan quietos mientras se realiza el estudio de adquisición de imágenes para la estación de trabajo^{147,204}. Sin embargo los nuevos diseños permiten realizar el registro con un puntero láser que reconoce los contornos de la superficie del cuero cabelludo y evita la colocación de los marcadores y el estudio radiológico preoperatorio¹¹¹.

TABLA 23: Distribución por sexos y edad media en el grupo inicial.

	Varones	Mujeres	Edad Media	Total
Tumoral	85	68	53 ± 16	153
Funcional	9	14	37 ± 10	23
Infecciosa	1	1	41 ± 12	2
Vascular	10	9	32 ± 9	19
Miscelánea	5	4	33 ± 10	9
Total	110	96	56 ± 14	206

El síntoma de presentación más frecuente, en acuerdo con el gran número de pacientes con lesiones en zona motora o próxima a esta ha sido la pérdida de fuerza en grado de paresia o hemiparesia severa en 61

pacientes, seguido de crisis comiciales en 50 pacientes y cefalea progresiva en 43 pacientes. Hemos encontrado un número importante de pacientes sin déficit neurológico, 72 en total (Un 36.3%). La localización de las lesiones tumorales en la serie en conjunto predominó en lóbulo parietal en 90 pacientes lo que indica la proximidad al área motora en un número importante de intervenciones, seguido del lóbulo temporal en 37 pacientes y del lóbulo frontal en 27 pacientes. En 83 pacientes se encontraba afectado el hemisferio derecho, en 88 el izquierdo y 27 pacientes presentaban lesiones en estructuras profundas. Del total de la serie incluidos los dos grupos 167 pacientes un 84% tenían lesiones próximas o en zona elocuente esto se debe a que gran parte de los pacientes seleccionados para el empleo del sistema de guía lo fueron por la dificultad que presentaba la localización o el acceso a la lesión. Este sesgo introducido en nuestro estudio hacia una mayor dificultad técnica y riesgo de complicaciones postoperatorias ha sido originado por la confianza hacia el sistema de guía de los neurocirujanos de ambos servicios de neurocirugía donde se ha empleado. A pesar de este hecho, los resultados funcionales postoperatorios han sido buenos apareciendo nuevos déficits en 42 pacientes, un 25% del total de la serie incluyendo los grupos 1 y 2. Sin embargo al estratificar los resultados en función del grupo 1 y 2 nos encontramos grandes diferencias. Dentro de los pacientes intervenidos con neuronavegador sólo 16 presentaron déficits postoperatorios añadidos (Un 13% de los pacientes del grupo 1) y en cambio aparecieron en 26 pacientes del grupo 2 (Un 57.8%). Estas grandes diferencias que han sido estadísticamente significativas con una $p < 0.001$ se han mantenido cuando sólo se han considerado pacientes del grupo 1 con la lesión en zona elocuente. De estos pacientes solo 12 intervenidos con neuronavegador presentaron un déficit añadido frente al mismo porcentaje de pacientes del grupo 2. Las diferencias por tanto han continuado siendo significativas estadísticamente con una $p < 0.01$ por lo que se puede afirmar que en nuestra serie los pacientes intervenidos con neuronavegador claramente han presentado menos déficits postoperatorios y por tanto menos morbilidad. Esto ha influido también en el estado general del paciente valorado con la clasificación de Karnofsky al

alta y aunque muchos déficits iniciales en el postoperatorio mejoran, también se han apreciado diferencias claras en nuestra serie con una mejoría en la escala en el 95% de los pacientes del grupo 1 frente a un 40% de los pacientes del grupo control, diferencia que se mantiene cuando seleccionamos dentro del grupo 1 pacientes con lesiones en zona elocuente, mejoran el 60% de ellos alcanzando significación estadística con una $p < 0.01$.

El primer factor que influye en estos resultados es la localización de la lesión en el abordaje quirúrgico. La planificación correcta de la craneotomía como indican numerosas series publicadas^{203,214} y la mínima corticectomía o la realización del abordaje correcto tanto por vía subaracnoidea como a través del parénquima minimiza las secuelas postoperatorias. En nuestra serie se consiguió un abordaje a la lesión correcto en casi la totalidad de los pacientes (En un 98.3% de los pacientes) del grupo 1 mientras que el grupo control hubo que realizar modificaciones de la craneotomía o corticectomía en el 57.8% de los casos. Aunque la cirugía se realice con la máxima delicadeza evitando la compresión o desplazamiento de estructuras cerebrales importantes, esto aumenta el riesgo de lesionar aunque sea de forma mínima dichas estructuras. La información que aporta el neuronavegador unida a los conocimientos de la anatomía compleja del sistema nervioso del neurocirujano aumenta la precisión en el abordaje y disminuye los riesgos para el paciente. Todo esto probablemente es lo que se refleja también en un menor número de complicaciones postoperatorias, reduciéndose la posibilidad de presentar complicaciones en los pacientes con lesiones en zona elocuente en un 45% si eran intervenidos con el sistema de guía por imágenes.

Uno de los resultados contradictorios en nuestra serie ha sido el grado de resección obtenido. Aunque existen publicaciones con buenos resultados en cuanto a una mayor resección de lesiones tumorales en pacientes intervenidos con neuronavegador nosotros no hemos apreciado diferencias significativas entre ambos grupos el 74% de los pacientes en el

grupo 1 con resecciones radicales frente al 68.9% en el grupo 2 pero considerando sólo lesiones en zona elocuente estos resultados descienden a 70% de los pacientes en el grupo 1 frente al 68.9% del grupo 2 sin ser significativas estadísticamente ambas diferencias. Uno de los posibles motivos de estos resultados es la ausencia de un sistema de actualización intraoperatoria de los neuronavegadores empleados en nuestra serie. Publicaciones recientes avalan estos resultados en el sentido de que el desplazamiento cerebral durante la cirugía no proporciona un mayor grado de resección cuando se emplean estos sistemas y que la RM intraoperatoria o en empleo de ecografía intraoperatoria sí puede mejorar el grado de resección puesto que podemos detectar la cantidad de tumor que queda por reseccionar y en el caso de la RM intraoperatoria su relación con las estructuras anatómicas en la cavidad intracraneal^{199,212}. También en nuestra serie el tamaño medio de las lesiones ha sido grande oscilando entre 1 y 10 cm. pero con una mediana de 4 cm. y cuando la resección se realiza en una lesión de mayor tamaño conforme el cirujano va reseccionando tumor se produce un mayor desplazamiento cerebral y por tanto una mayor discordancia entre las imágenes obtenidas en el estudio preoperatorio de adquisición de imágenes y la situación real sobre la que está trabajando el cirujano, esto evidentemente unido a la ausencia de una herramienta que actualice la situación en tiempo real justificaría nuestros resultados.

Por otro lado cabría criticar la ausencia de lesiones inferiores a 1 cm de diámetro en nuestro estudio en el que sólo hemos incluido una lesión de 0.5 cm y además en ella se empleó el soporte del marco para biopsiarla. Sin embargo en la práctica neuroquirúrgica cotidiana, sobre todo en patología tumoral, es infrecuente encontrarse lesiones de tamaño inferior a 5 mm, y tan sólo en el caso de la cirugía de los trastornos del movimiento o en los casos en los que se precise la inserción de electrodos profundos o lesión de núcleos de ganglios de la base, el diámetro de la diana es tan pequeño.

Respecto al diagnóstico más frecuente de nuestra serie, este ha sido el de glioblastoma multiforme en 72 pacientes, dentro del grupo de tumores de estirpe glial que han representado un 59% del total de pacientes, seguido de meningiomas en 38 pacientes y metástasis en 22 pacientes. (Tabla 14: Diagnóstico). Se ha obtenido una alta rentabilidad diagnóstica en nuestra serie con tan solo un paciente con una lesión pineal que fue biopsiada con neuroendoscopia guiada en la que no se pudo obtener suficiente material patológico para llegar a un diagnóstico definitivo. El resto de diagnósticos obtenidos y el conjunto de la serie es homogéneo con otras series generales publicadas^{70,136}.

En cuanto a la estancia hospitalaria vemos en nuestro estudio que se aprecia una disminución en la estancia en unidades de críticos en un 19.2% y en la estancia hospitalaria global en un 23% como es consecuencia lógica de una menor aparición de complicaciones y déficits neurológicos añadidos. Este aspecto se ha valorado también en alguna publicación relacionada con estos sistemas, así el trabajo de Paleólogos y colaboradores en su aplicación en la extirpación de meningiomas intracraneales presenta resultados similares¹³⁹.

La disminución de la morbilidad añadida a la cirugía cerebral y una menor incidencia de complicaciones en la cirugía guiada sobre todo en lesiones tumorales situadas próximas o en regiones de máxima elocuencia unido a una menor estancia hospitalaria y en unidades de críticos justificaría por tanto la adquisición y empleo de estos sistemas de guía en la práctica neuroquirúrgica diaria, y aunque este no ha sido uno de los objetivos del presente estudio un descenso en la estancia hospitalaria global y la disminución en la estancia en unidades de reanimación postquirúrgica evidentemente reduciría los costes globales compensando la inversión realizada por el centro en la adquisición de uno de estos sistemas. Otro aspecto a discutir sería qué sistema elegir^{16,214} y cual puede ser el más apropiado de la oferta global que existe en el mercado y que de alguna forma hemos intentado valorar en función de los dos sistemas

gracias a los cuales hemos podido realizar este trabajo, el sistema EasyGuide de Philips y el sistema Brainlab.

5.4.- Diferencias entre los sistemas de localización. Diferencias apreciadas en nuestro estudio.

Entre todos los sistemas de guía que se encuentran en el mercado actual existen algunas diferencias, bien en los procesadores de los ordenadores, pantallas de imagen o la presentación de los mismos pero la diferencia fundamental reside en los sistemas de localización óptica. Existen fundamentalmente cuatro tipos de sistemas localizadores²⁸:

- Mecánicos: emplean localizadores mecánicos como el “Viewing- Wand” con 6 ejes en un brazo articulado.
- Magnéticos: empleaban una fuente de emisión magnética y un receptor de campos magnéticos pero se desecharon por la gran cantidad de distorsiones que producían los instrumentos del quirófano.
- Acústicos: utilizaban emisores y receptores acústicos pero existía una gran variabilidad en la velocidad de transmisión de los sonidos en función de las perturbaciones del ambiente.⁸¹
- Ópticos: son los localizadores empleados actualmente debido a su precisión y sobre todo por su aplicabilidad. Emplean unos emisores de luz infrarroja que se detectan por unas cámaras y tan sólo precisan la visibilidad de los emisores de luz por las cámaras.

Existen cuatro tipos fundamentalmente de localizadores ópticos²:

- *Optotrak* (De la compañía Northern Digital Inc. Ontario Canadá) que emplea tres cámaras dispuestas de forma lineal con dos emisores de luz en el puntero.
- *FP5000* (De la compañía Image Guided Technologies. Boulder, Colorado. USA). También está formado por tres cámaras lineales. Tiene varios emisores de luz en el puntero.
- *Active Polaris* (De la compañía Northern Digital Inc. Ontario Canadá) Es un sistema que emplea dos cámaras bidimensionales. Sistema que emplea el Easy Guide de Philips. Tiene tres emisores de luz en el puntero.
- *Passive Polaris* (De la compañía Northern Digital Inc. Ontario Canadá). Es un sistema similar al previo pero en el que los emisores de luz se encuentran alrededor de las cámaras bidimensionales reflejando la luz en unas esferas reflectantes que tiene el puntero y retornando el haz de luz a las cámaras bidimensionales, de hecho también puede emplearse un sistema con emisores de luz desde el puntero.

Capacidad localizadora.

La capacidad localizadora o precisión de un sistema la podemos definir como la competencia del sistema de proporcionar la verdadera posición de un punto en el espacio. El grado de precisión refleja la variabilidad de un sistema de guía para localizar repetidamente el mismo punto en el espacio manteniendo el mismo error en todas las mediciones. Un sistema puede ser preciso pero tener una gran variabilidad entre las mediciones^{18,123,181}. En este sentido el trabajo citado previamente de Chassat y Lavallée²⁸ nos indica una mayor repetitibilidad en el localizador óptico del sistema Easy Guide pero nosotros en la práctica quirúrgica

diaria y de acuerdo con otros estudios publicados en los que la diferencias existentes entre estos dos tipos de sistemas de cirugía interactiva guiada por imagen son mínimas^{16,182,214}, no hemos detectado diferencias entre uno y otro. Los dos mecanismos empleados en este estudio han sido los dos últimos. La diferencia fundamental entre ambos es que la velocidad de localización es mayor en el sistema Easy Guide de Philips dado que el haz de luz sólo tiene que recorrer una distancia desde el puntero a la cámara bidimensional, mientras que en el sistema de Brainlab el haz de luz sale de la cámara, llega al puntero para luego recorrer la distancia inversa. Si a esto añadimos los errores de medida en las distancias, sería lógico pensar en una mayor precisión en el primer sistema sin embargo en el trabajo de Chassat y Lavalée no se aprecian diferencias significativas en la precisión de estos dos sistemas aunque si se ha detectado mayor “repetibilidad” en la precisión de la localización de un punto en el sistema *Active Polaris* que emplea el EasyGuide²⁸.

En cuanto a la precisión de los neuronavegadores respecto a las guías estereotácticas aunque se encuentran disponibles dispositivos para sujetar la aguja de biopsia o cánula a través de la cual introducir un electrodo¹⁶² existen todavía diferencias en lesiones o dianas inferiores a 0.5 cm. en las que todavía la guía con marco estereotáctico aventaja a los localizadores ópticos haciendo más preciso en el caso de la cirugía de los trastornos del movimiento el empleo de guías estereotácticas¹⁴⁸. Estas diferencias hacen que continuamente nos encontremos trabajos en la literatura científica dirigidos a mejorar dicha precisión^{18,162,181}, aspecto que parece no estar resuelto todavía. Esto unido a los efectos de desplazamiento cerebral¹¹⁷ mencionados previamente son los puntos en contra todavía de los neuronavegadores disponibles actualmente.

Los dos sistemas empleados en este estudio han demostrado su aplicabilidad clínica y buenos resultados en series generales^{70,136}, sin apreciar diferencias claras objetivas en lo que es la práctica quirúrgica diaria respecto a la localización y resección de lesiones tumorales en nuestro estudio. Sin embargo si que apreciamos una serie de aspectos

que pueden influir en una mayor rapidez o manejabilidad de uno u otro sistema y en este sentido hemos tratado de encontrar si existía alguna diferencia medible y comparable objetivamente entre los dos neuronavegadores emplados en nuestra serie. En este estudio hemos realizado la comparación de una serie de parámetros como han sido:

- Tiempo de registro necesario.
- Número de intentos de registro.
- Errores en la asimilación.
- Errores en el procedimiento.
- Precisión del registro.
- Localización intraoperatoria exacta de la lesión a extirpar.

También hemos realizado un estudio multivariante en el que valorábamos en cada variable de respuesta analizada si el tipo de navegador influía en el resultado observado. No hemos detectado diferencias en la precisión de localización de estructuras anatómicas o lesiones entre ambos sistema, sin embargo si que hemos apreciado que la ausencia del cable tanto en el puntero como en los otros localizadores que se aplican a los instrumentos facilita la manejabilidad y movimientos de estos. Esto se puede apreciar de forma intuitiva en el diagrama.

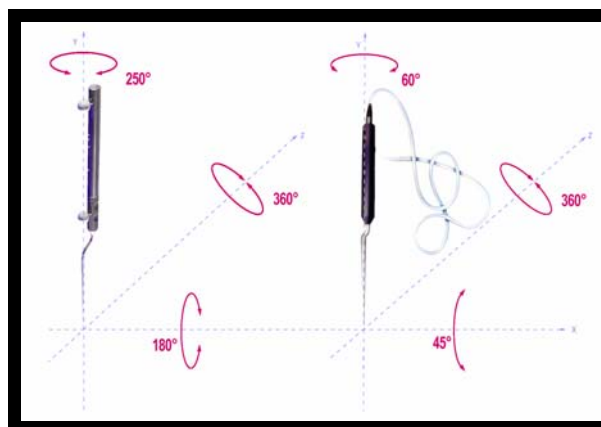


Foto 55: Diagrama en el que se pueden apreciar los grados de libertad de movimientos entre un puntero y otro.



Foto 56: En la imagen intraoperatoria se puede ver el localizador del instrumento en la pinza bipolar.
La ausencia del cable evita que se enrede con el cable de la pinza.

Se ha detectado en nuestro estudio subjetivamente una mayor facilidad en el manejo del segundo sistema, atribuido en primer lugar a una mayor experiencia en el manejo de estos sistemas y en segundo lugar a una mejora de la tecnología en la versión del sistema Brainlab dado que tanto el ordenador de la estación de trabajo como el localizador óptico son versiones posteriores en el tiempo al sistema EasyGuide de Philips. Vemos también como la introducción de nuevas tecnologías y la actualización de los programas y accesorios que conforman los neuronavegadores mejoran la rapidez y manejabilidad de estos como puede ser la incorporación de sistemas de registro con laser que evitan la colocación previa a la cirugía de marcadores o “fiducials” ahorrando la necesidad de realizar un estudio de imagen preoperatorio antes de poder realizar el registro con dichos marcadores en el quirófano¹¹¹. Estos aspectos aunque difícilmente cuantificables deben ser también tenidos en cuenta dado que son instrumentos diseñados para ayudar al cirujano y no para añadir obstáculos al mismo y que de alguna forma con la evolución actual de los sistemas informáticos no deben permanecer en un quirófano de neurocirugía envejeciendo sin actualizarse y mejorarse continuamente.

En nuestro estudio sí hemos encontrado diferencias significativas en lo que supone el tiempo de registro y también en el número de intentos de registro y en el número de errores a favor del sistema Brainlab aunque estos dos puntos no han sido estadísticamente significativos. Esta diferencia en el

tiempo de registro, consecuencia de ser un sistema más moderno y actualizado influye claramente en la preparación de la cirugía y por tanto en el tiempo total de la misma.

5.5.- Impacto en la dinámica de un servicio tras su introducción.

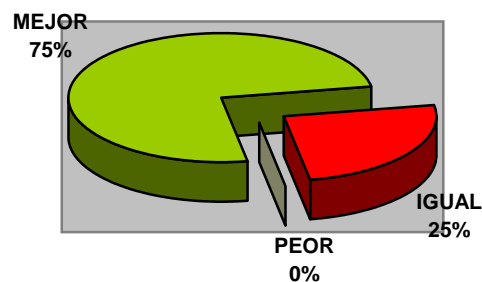
El tiempo empleado en el manejo del sistema prolonga el procedimiento quirúrgico como instintivamente cabe pensar^{3,25}. La realización del estudio de imagen con los marcadores puestos en el paciente el día previo a la intervención o una hora antes de la cirugía interfiere en cierta medida con el procedimiento quirúrgico habitual pero una vez el paciente se encuentra en quirófano y las imágenes ya se encuentran en la estación de trabajo, los programas actuales y su tendencia a mejorar hacen que el proceso del registro sea tan rápido que apenas dure 2 o 3 minutos¹⁸¹. Sin embargo claramente se reduce el tiempo si lo comparamos a un procedimiento con anestesia general en el caso de pacientes que precisan el marco estereotáctico³. La necesidad de anestesiarse al paciente y proceder a su intubación antes de colocar el marco estereotáctico y su traslado a la sala de neurorradiología con ventilación asistida para luego posteriormente ser trasladado de nuevo al quirófano evidentemente aumenta mucho más el tiempo total de anestesia en el paciente²⁵. Esto influye de alguna forma cuando introducimos esta tecnología en la práctica diaria de nuestros quirófanos, sin embargo a medida que la experiencia en el manejo de estos sistemas aumenta, estos inconvenientes desaparecen entrando en una dinámica normal de funcionamiento diario como puede ser también la preparación del instrumental quirúrgico, calibración de microscopio, etc. Para valorar el grado de aceptación del neuronavegador, se realizó una encuesta entre los neurocirujanos del Servicio de Neurocirugía, Anestesiólogos y enfermería del área neuroquirúrgica del Hospital Xeral-Cíes de Vigo tras llevar en funcionamiento 6 meses el sistema Brainlab.

Las cuestiones respondidas por los neurocirujanos fueron las siguientes:

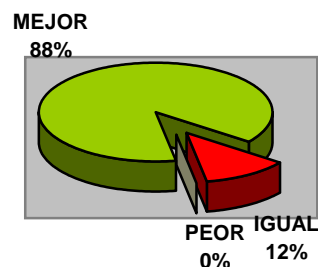
- 1.- Efecto sobre la planificación quirúrgica.
- 2.- Efecto sobre la localización de la lesión.
- 3.- Efecto sobre la apreciación de la anatomía.
- 4.- Seguridad del neurocirujano durante la intervención.
- 5.- Comodidad del cirujano durante la intervención.

El 100% de los miembros del Servicio apreciaron una mejoría en la planificación de la cirugía y en la localización de la lesión respecto a la ausencia del empleo del sistema. En las siguientes cuestiones las respuestas fueron según los diagramas:

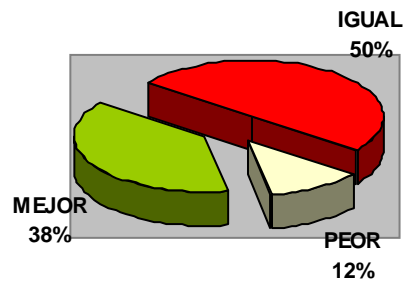
3.- Apreciación de la anatomía. (Gráfico 5):



4.- Seguridad durante la cirugía (Gráfico 6):

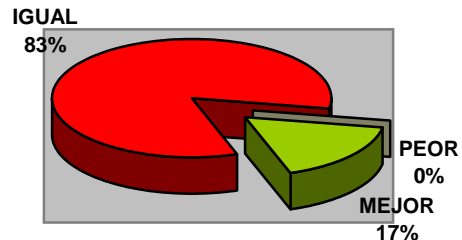


5.- Comodidad durante la cirugía (Gráfico 7):

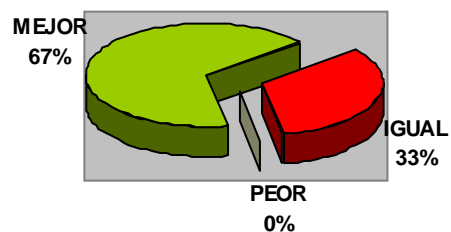


Las cuestiones respondidas por los miembros del Servicio de Anestesiología y Reanimación que atendían los pacientes quirúrgicos de Neurocirugía fueron:

1.- Influencia del empleo del sistema durante el procedimiento anestésico (Gráfico 8):



2.- Situación general y hemodinámica del paciente durante el procedimiento (Gráfico 9).



Las cuestiones realizadas al personal de enfermería fueron las siguientes:

1.- Influencia en el funcionamiento general del quirófano: El 100% del personal encuestado respondió que no afectaba ni positiva ni negativamente en la actividad cotidiana.

2.- Influencia en la instrumentación durante la intervención: El 100% del personal encuestado respondió que no afectaba ni positiva ni negativamente en dicha actividad.

Las respuestas obtenidas aunque sin valor objetivo y que no incluimos en el estudio nos indican fundamentalmente que la utilización del neuronavegador no influye en la labor asistencial que realizan diariamente tanto anestesiólogos como el personal de enfermería y que tampoco dificulta la actuación del neurocirujano en lo que significa el procedimiento quirúrgico en sí. Planificación de craneotomía, localización de la lesión y apreciación de la anatomía. Aunque sí introduce cierta falta de comodidad debido a que estamos introduciendo un instrumento más a emplear y por tanto nos hace falta una curva de aprendizaje para integrarlo en nuestra cirugía cotidiana como han sido el microscopio, aspirador ultrasónico, etc. que en definitiva han supuesto un beneficio para el paciente mejorando los resultados postoperatorios y por tanto la calidad de vida de nuestros pacientes.

Vemos por tanto que la incorporación de los sistemas de neuronavegación en nuestro estudio no suponen un inconveniente para el desarrollo de la actividad normal de un quirófano de Neurocirugía, precisando como es lógico de una curva de aprendizaje de su manejo, y claramente aportan beneficios para los pacientes con patología tumoral intracraneal, sobre todo en lesiones situadas en regiones cerebrales de máxima elocuencia disminuyendo los déficits postquirúrgicos en un 37.8%, disminuyendo las complicaciones en un 45%, mejorando la situación general del paciente en un 16% y como consecuencia descendiendo la

estancia en unidades de vigilancia postquirúrgicas en un 19.2% y la estancia global hospitalaria en un 17.6%.

6.- CASOS ILUSTRATIVOS

6.1.- MENINGIOMAS

Caso 1.- Meningioma gigante esfenoidal derecho.

Mujer de 58 años que ingresó por urgencias con cuadro de pérdida de fuerza progresivo en hemicuerpo izquierdo. En los estudios de imagen se apreció lesión hiperdensa con captación homogénea de contraste en región fronto-temporal derecha con un diámetro de 50 mm. a nivel del ala menor del esfenoides con afectación de carótida supraclinoidea derecha contactando con seno cavernoso derecho sin invadirlo y con desplazamiento de nervio óptico y quiasma derechos.



Foto57: Caso1: Corte axial en el sistema EasyGuide con medición de diámetros

La paciente se intervino siguiendo el protocolo quirúrgico con RM para la adquisición de imágenes. En la planificación preoperatoria se dibujaron el quiasma y nervio óptico derechos así como carótida a nivel supraclinoideo derecho y perímetro tumoral. Se realizó craneotomía pterional derecha identificando límites tumorales antes de la apertura del cráneo. Tras identificar la lesión se calculó la distancia a las estructuras

señaladas previamente. Así se identificó la carótida interna y quiasma derechos previamente a su disección de forma precisa.

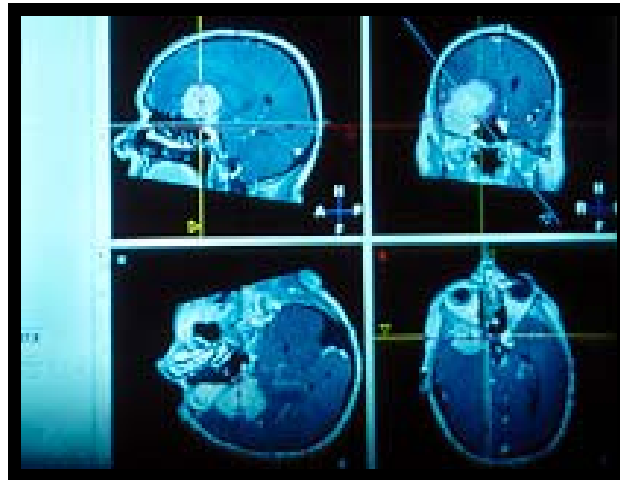


Foto 58. Caso 1: Reconstrucción sagital axial y coronal con corte perpendicular al plano de disección en recuadro inferior izquierdo. Sistema EasyGuide.

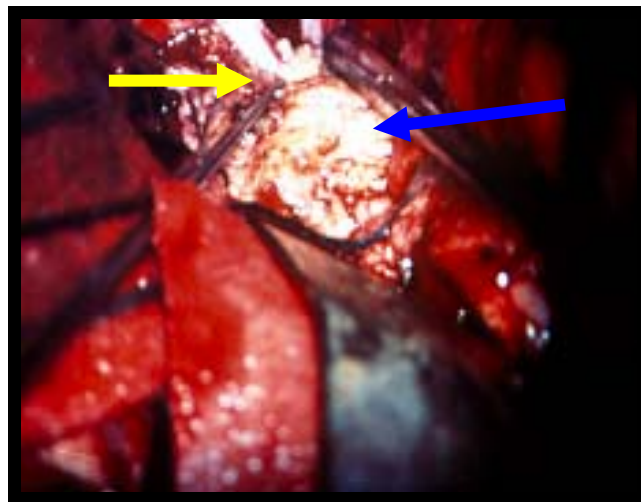


Foto 59. Caso 1: Craneotomía frontotemporal derecha se aprecia el tumor, flecha azul, y arteria carótida a nivel de bifurcación que está siendo localizada con el puntero del navegador, flecha amarilla.

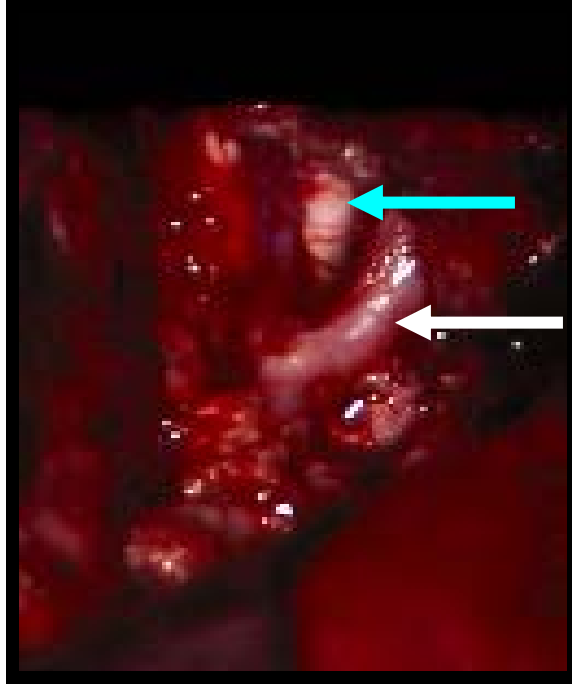


Foto 60. Caso 1: Extirpación completa del tumor y apreciación de arteria carótida derecha (flecha blanca) y nervio óptico derecho (flecha azul)

Durante la cirugía el sistema indicó con precisión los límites tumorales. Se consiguió una resección completa sin déficits postoperatorios. El diagnóstico anatomopatológico fue de Meningioma meningotelial.

Caso 2.- Meningioma gigante surco olfatorio.

Mujer de 59 años que ingresa por cuadro de trastorno del comportamiento y cefalea progresiva. En la exploración neurológica se apreció anosmia y hemianopsia bitemporal. En los estudios de imagen se apreció proceso expansivo bifrontal de 60 mm. de diámetro con afectación de base craneal anterior y captación homogénea de contraste con desplazamiento posterior de arterias pericallosas y astas frontales y rodilla de cuerpo calloso. La paciente se intervino siguiendo el protocolo quirúrgico con RM para la adquisición de imágenes. En la planificación quirúrgica se marcaron arterias pericallosas.

Se realizó una craneotomía bifrontal con identificación de los límites tumorales antes de la apertura del cráneo. Durante la cirugía el sistema indicó con precisión la situación de dichas arterias facilitando su disección y la extirpación completa del tumor. El diagnóstico anatomopatológico fue de meningioma meningotelial. La paciente no presentó déficits postoperatorios añadidos.

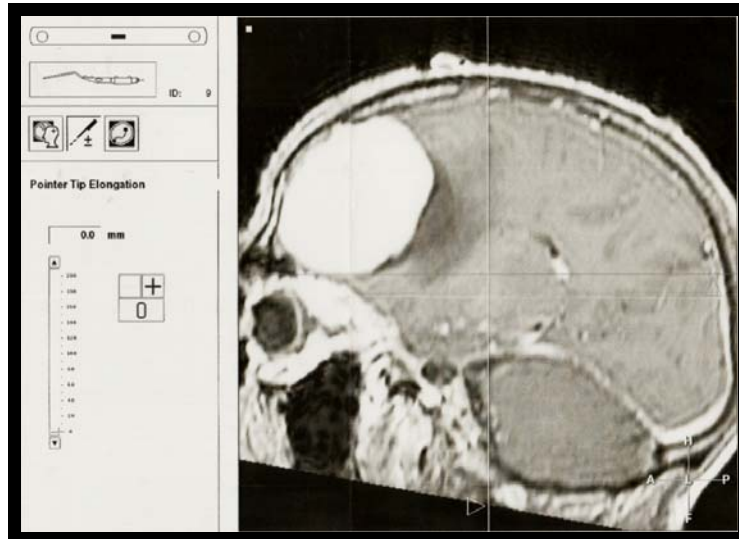


Foto 61. Caso 2: imagen sagital en el sistema EasyGuide apreciándose el volumen tumoral y el desplazamiento posterior de estructuras frontales.

Caso 3.- Meningioma de convexidad parietal derecho.

Mujer de 53 años que ingresa por episodios compatibles con crisis somatosensoriales derechas. En la exploración neurológica no se objetivaron déficits neurológicos. En los estudios de imagen (TC y RM) se apreció proceso expansivo a nivel de convexidad parietal derecha posterior a circunvolución rolándica con captación homogénea de contraste de 25 mm de diámetro. La paciente se intervino siguiendo el protocolo quirúrgico con RM para la adquisición de imágenes. En la planificación quirúrgica se marcó el perímetro del tumor. Se realizó una incisión lineal sin rasurado del pelo de 7 cm con una minicraneotomía de 3 cm de diámetro. Se identificó con el sistema la posición del tumor antes de

la apertura del cráneo. Tras realizar la craneotomía se realizó la extirpación completa de la lesión. El diagnóstico anatomopatológico fue de meningioma meningotelial. La paciente no presentó déficits postoperatorios.

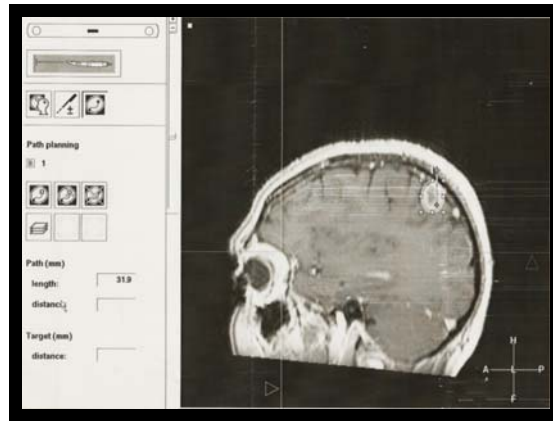


Foto 62. Caso 3: Reconstrucción sagital con RM en el sistema EasyGuide con el cálculo de la distancia de la lesión a la superficie.

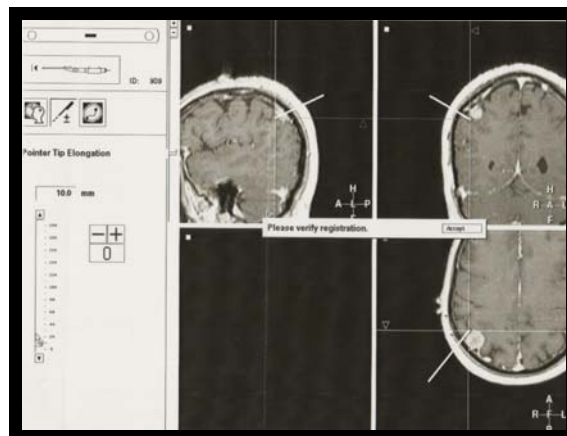


Foto 63. Caso 3: Cálculo del perímetro de la lesión.

Caso 4.- Meningioma intraventricular

Paciente de 31 años sin antecedentes de interés que debuta con cuadro de cefalea progresiva frontorbitaria y diplopia en mirada lateral derecha acudiendo a su oftalmólogo que aprecia edema de papila bilateral. En la exploración neurológica se aprecia disminución de agudeza visual sin otros déficits. En estudio preoperatorio se aprecia lesión a nivel del atrio ventricular izquierdo compatible con meningioma. La paciente se interviene por un abordaje transcortical parietooccipital izquierdo

empleando la dilatación del asta occipital como vía de entrada al sistema ventricular y con el empleo del sistema brainlab con fusión de imágenes de TC y RM consiguiéndose una resección completa. La paciente no presentó déficits salvo una cuadrantoposia homónima inferior derecha.

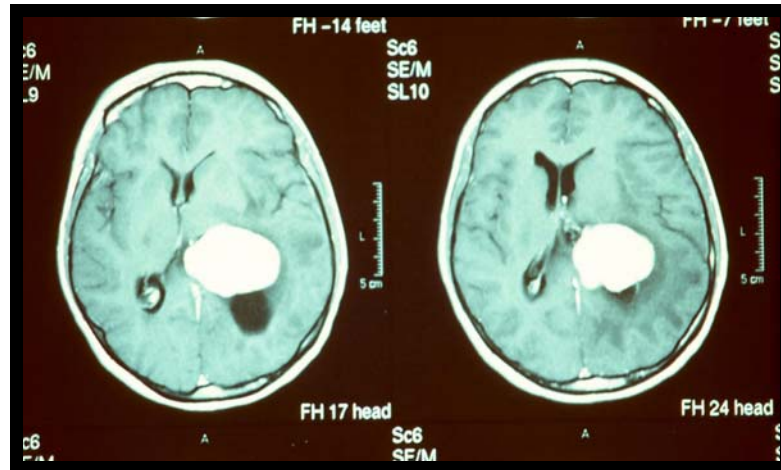


Foto 64. Caso 4: RM en secuencia axial T1 con gadolinio donde se aprecia el tumor intraventricular.

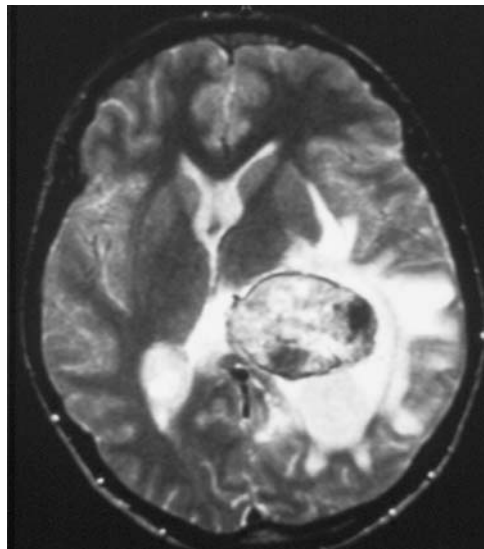


Foto 65. Caso 4: RM Secuencia axial FLAIR en la que se aprecia el efecto masa y su componente extra-axial en el interior del ventrículo.

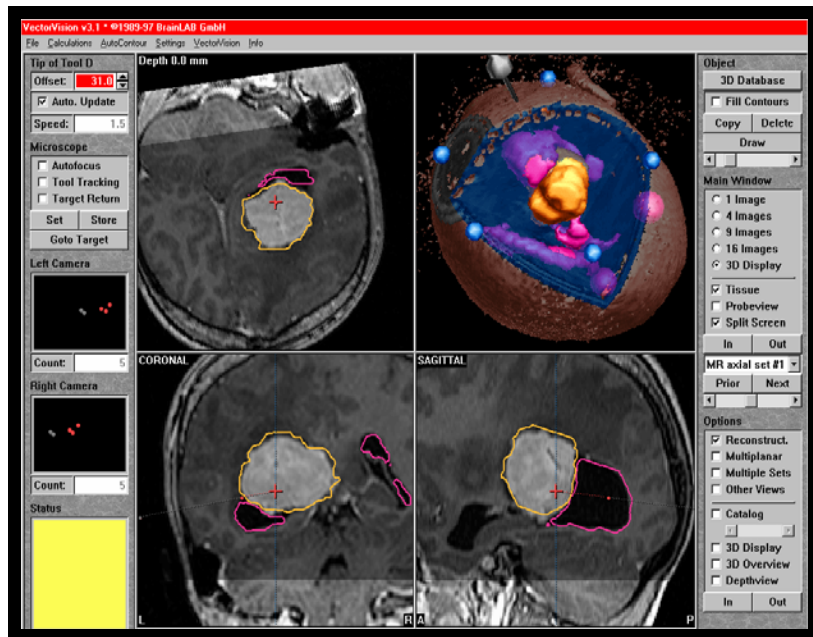


Foto 66. Caso 4: Imagen del sistema Brainlab con fusión de imágenes de TC y RM. La paciente estaba colocada en posición de decúbitolateral “tres cuartos” hacia la derecha. En amarillo dibujado en el cuadrante superior derecho el contorno tumoral y en rojo el sistema ventricular. La cruz roja indica la posición del puntero.

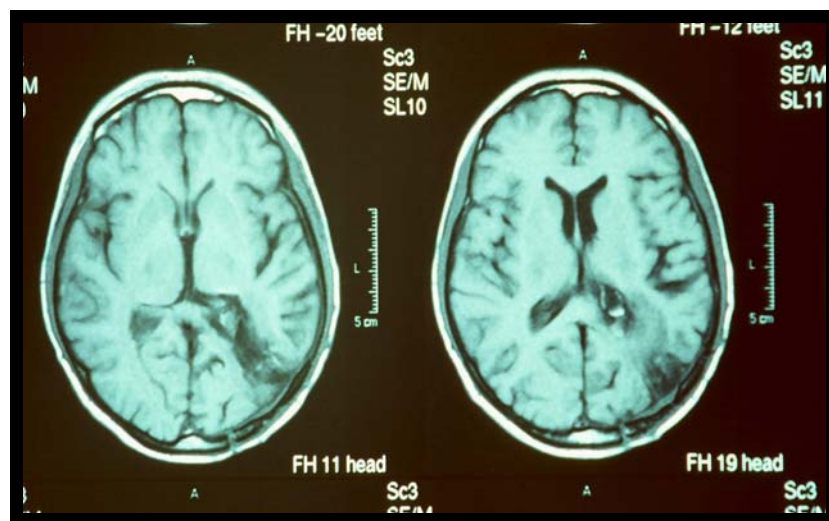


Foto 67. Caso 4: Estudio RM axial en secuencia T1 con gadolinio postoperatorio donde se aprecia la vía de abordaje y la resección completa.

Caso 5.- Meningioma Petroclival

Paciente de 31 años con cuadro de adormecimiento en lado derecho de la cara de 1 año de evolución. En los últimos seis meses tendencia a caerse hacia la izquierda al caminar. En la exploración neurológica se apreció hipoestesia de V par derecho. En estudio de imagen con TC y RM se apreció proceso expansivo en reloj de arena que ocupaba la región del cavum de Meckel extendiéndose hacia el ángulo ponto-cerebeloso derecho con un tamaño de 5.2 x 3.5 x 3 cms. Se realizó un abordaje presigmoideo con mastoidectomía empleando el sistema Brainlab en el que se marcó el senotransverso y sigmoides para identificarlo durante el fresado del hueso, así como el contorno tumoral. Se consiguió una resección macroscópicamente completa y la paciente presentó una paresia del IV par derecho que recuperó totalmente en unos días.

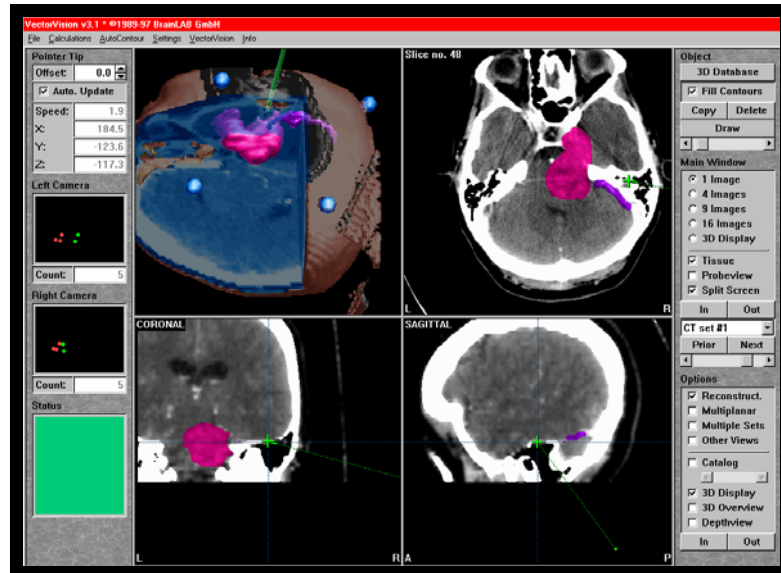


Foto 68. Caso 5: Imagen del sistema Brainlab durante la mastoidectomía señalando con la cruz verde la posición de la fresa y en el cuadrante superior izquierdo la reconstrucción tridimensional.

6.2.- TUMORES ESTIRPE GLIAL

Caso 6.- Glioblastoma parieto-occipital derecho.

Paciente de 76 años con cuadro progresivo de un mes de evolución de cefalea con mareos y caída al suelo por pérdida de fuerza en miembros izquierdos. Se realizó trépano y biopsias en diferentes direcciones dentro de la lesión con el sistema Brainlab. El diagnóstico fue de glioblastoma multiforme decidiéndose no someter al paciente a cirugía mayor dada la situación general del paciente y la opinión de la familia. Nótese en la foto 69 de este caso la reconstrucción tridimensional del tumor y como el sistema invierte la imagen colocando al lado correspondiente las estructuras de la imagen.

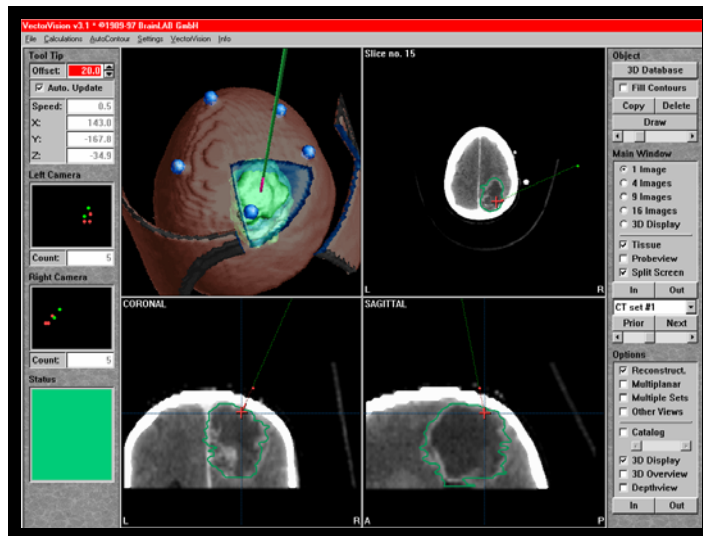


Foto 69.Caso 6: Imagen de sistema Brainlab donde se aprecia en verde la lesión tumoral y una ventana virtual de acceso a la lesión.

Caso 7.- Lesión en región pineal-cuadrigeminal. Astrocitoma de bajo grado.

Paciente de 24 años que ingresa por proceso expansivo pineal habiéndose tratado con ventriculostomía endoscópica por hidrocefalia obstructiva previamente y biopsia en dicho procedimiento que resultó negativa. El paciente ingresó de nuevo para biopsia con sistema Brainlab con marco estereotáctico para poder verificar en tres dimensiones la trayectoria de la cánula a su paso intraventricular. El procedimiento se realizó con anestesia local con trépano frontal anterior derecho. En la foto se aprecia la reconstrucción de las imágenes y las estructuras anatómicas que atraviesa la cánula de la guía. El diagnóstico fue de astrocitoma de bajo grado. El paciente no presentó complicaciones interviniéndose posteriormente con abordaje supracerebeloso infratentorial.

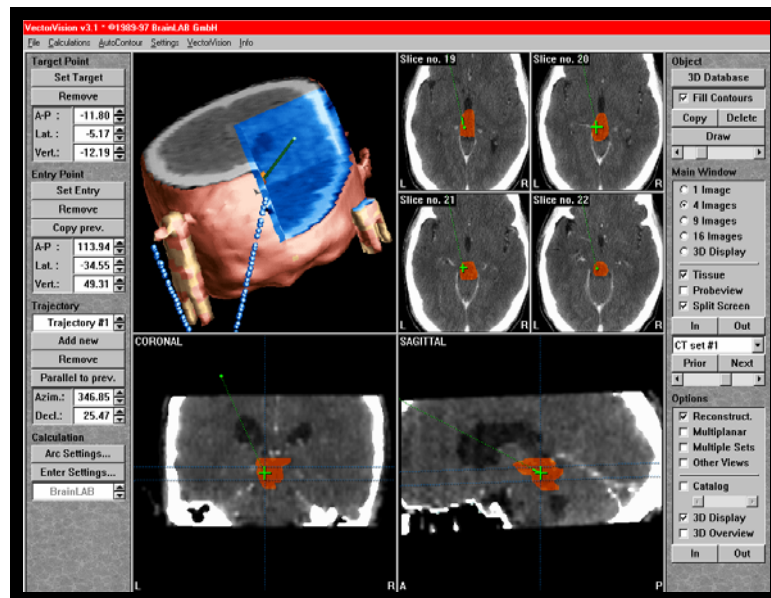


Foto 70. Caso 7: imágenes de la estación de trabajo Brainlab con reconstrucción y dibujo de la lesión en naranja y de la zona de la biopsia en la cruz verde.

Caso 8.- Oligodendroglioma anaplásico temporal izquierdo.

Varón de 38 años con antecedentes de crisis epilépticas desde la infancia. Presentó hemorragia espontánea temporoparietal izquierda intervenida en otro centro con trastorno del lenguaje y hemiparesia

derecha residuales. Ingresa por proceso expansivo a dicho nivel. En la exploración neurológica se apreció bradipsiquia, trastorno disfásico del lenguaje, cuadrantopnosia homónima superior derecha, y hemiparesia derecha. El estudio radiológico con TC y RM mostró proceso expansivo temporoparietal izquierdo de 6,6 cm de diámetro con invasión de sistema ventricular y dilatación de asta temporal y occipital izquierda y afectación de corteza temporoparietal izquierda, con captación irregular de contraste.

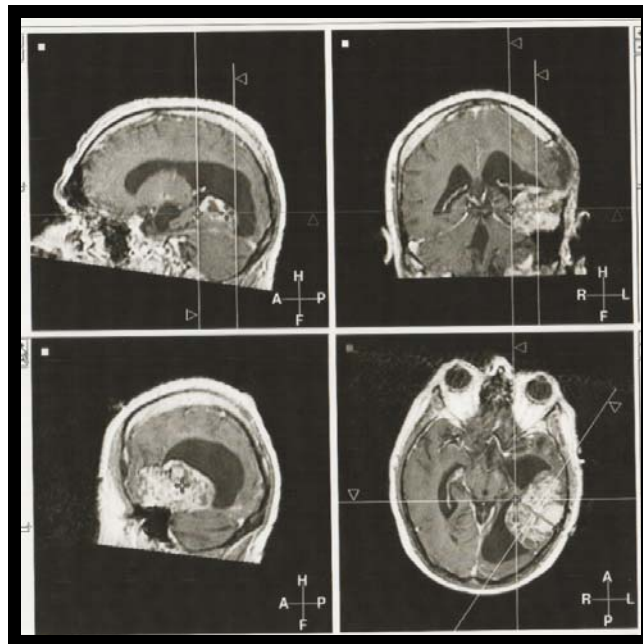


Foto 71. Caso 8: Imagen en el sistema EasyGuide con reconstrucción en tres planos con RM.

El paciente se intervino siguiendo el protocolo quirúrgico con RM para la adquisición de imágenes. En la planificación preoperatoria se dibujó con rotulador sobre el cuero cabelludo el perímetro del tumor, límite de resección superior e inferior (Fotos 72 y 74).



Foto 72. Caso 8. Perímetro y porción más superior señalada antes de comenzar la cirugía.

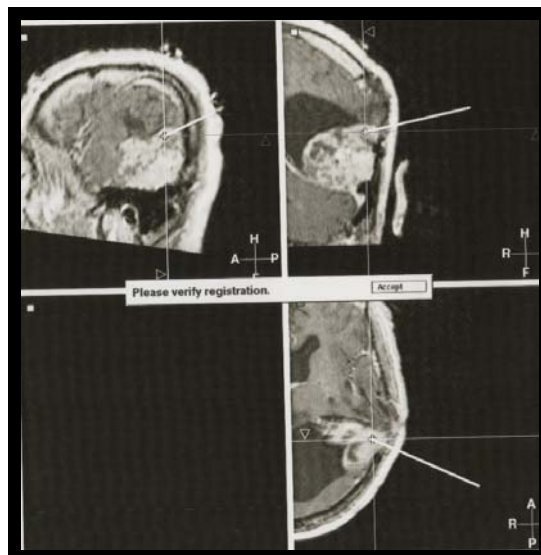


Foto 73. Caso 8. Señalización en la pantalla del sistema la zona superior del tumor para planificar los bordes de la craneotomía.



Foto 74. Caso 8: Identificando límite inferior.

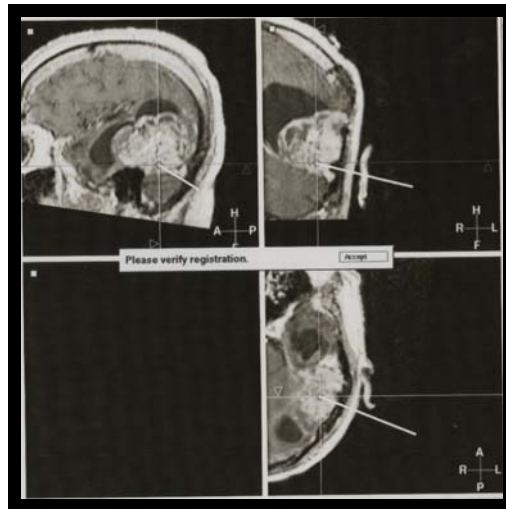


Foto 75. Caso 8: límite inferior señalado en la imagen.

Se realizó craneotomía temporoparietal izquierda e identificación de la lesión así como de los bordes del tumor con la guía del neuronavegador. Durante la resección se accedió al sistema ventricular verificándose la posición con el sistema. (Fotos 76 y 77). Se realizó una resección completa siendo el diagnóstico anatomopatológico de Oligodendroglioma anaplásico. El paciente no presentó déficits neurológicos añadidos.

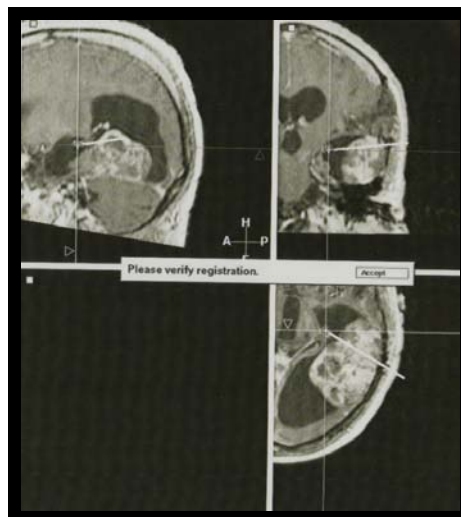


Foto 76. Caso 8: acceso al sistema ventricular, a nivel del atrio.

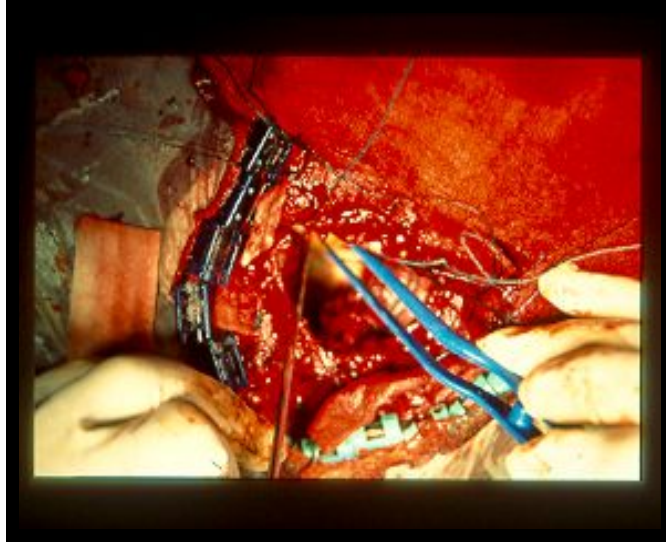
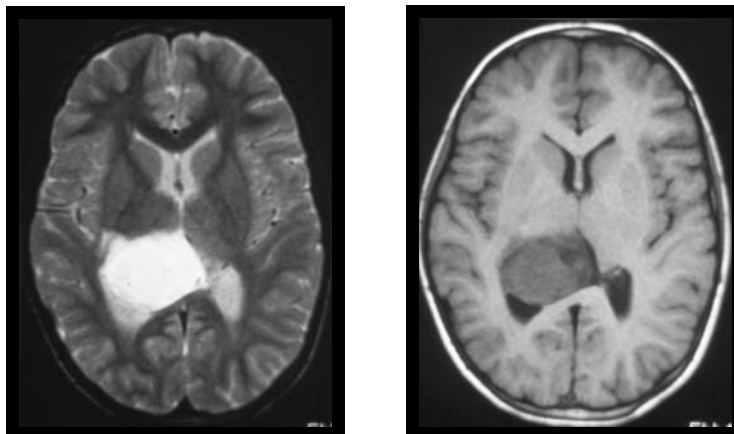


Foto 77. Caso 8: Imagen intraoperatoria con acceso al sistema ventricular tras la resección completa tumoral.

Caso 9.- Astrocitoma de bajo grado.

Paciente de 12 años que debuta con cefalea progresiva de 2 días de evolución que no cede a tratamiento médico. En la exploración neurológica se aprecia ataxia de la marcha. En estudio con TC y RM craneal se aprecia lesión intraaxial a nivel de tálamo posterior derecho con captación homogénea de contraste sospechosa de lesión glial. La paciente se intervino con el empleo del sistema Brainlab y craneotomía temporal con abordaje transtemporal T1-T2 consiguiéndose una resección completa sin producir déficits en la paciente.



Fotos 78 y 79. Caso 9: Cortes axiales de RM en secuencias T2 y T1 sin gadolinio donde se aprecia la lesión

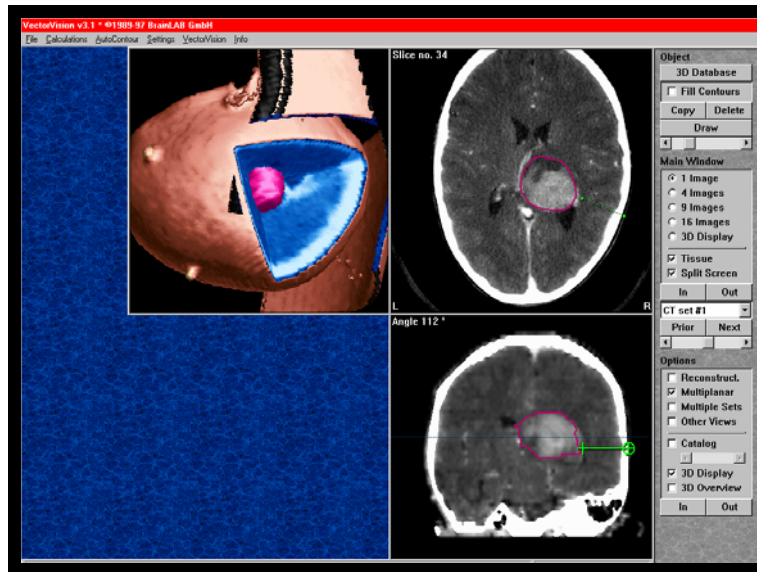
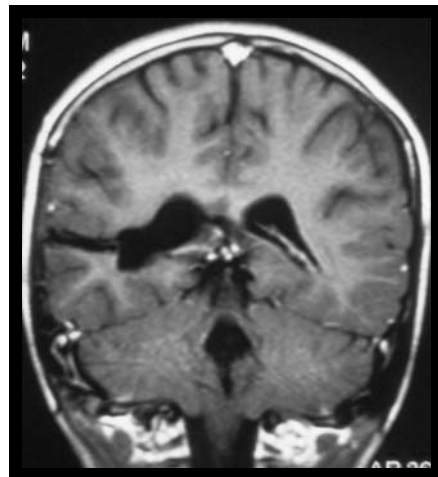
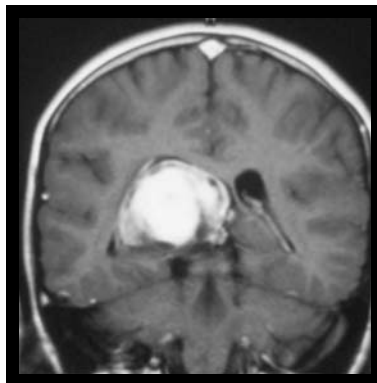


Foto 80. Caso 9: Reconstrucción en la estación de trabajo donde se ha marcado en verde la vía de abordaje a seguir.(Recuadro inferior derecho).



Fotos 81 y 82. Caso 9: RM coronal con gadolinio preoperatoria y postoperatoria donde se aprecia la vía de abordaje. Nótese como la imagen está invertida puesto que el navegador lo hace automáticamente para facilitar la orientación del cirujano.

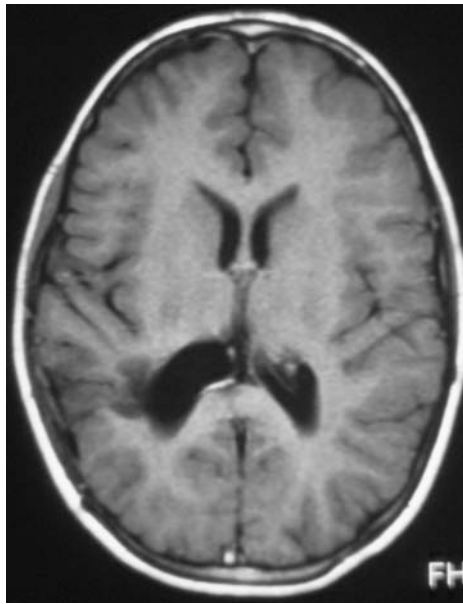


Foto 83. Caso 9: Corte axial en RM con gadolinio donde se aprecia la resección completa y la vía de abordaje temporal posterior derecha.

Caso 10.- Xantastrocitoma de plexos coroideos.

Paciente de 50 años con cuadro de cefalea pulsátil y giro de objetos de varias semanas de evolución. En la exploración no aparecen déficits neurológicos. En estudio con TC y RM aparece lesión intraventricular occipital derecha con captación de contraste sospechosa de lesión glial o papiloma de plexos coroideos.

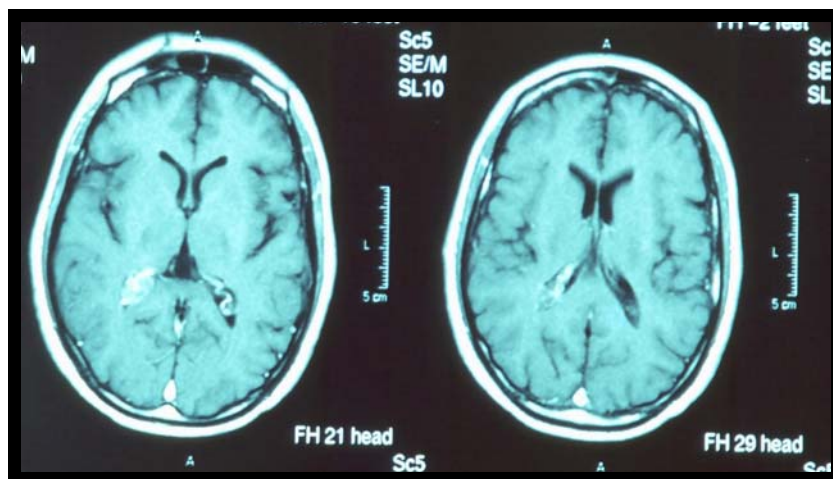


Foto 84. Caso 10: Estudio RM axial con gadolinio.

Se realizó una craneotomía temporoparietal derecha con abordaje transtemporal posterior derecho a través del surco T1-T2 y resección completa de la lesión. El diagnóstico fue de xantoastrocitoma.

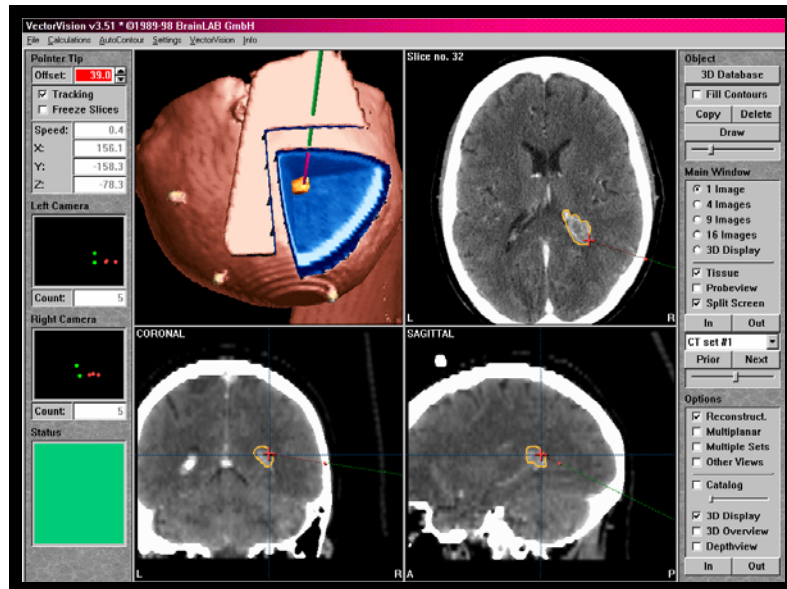
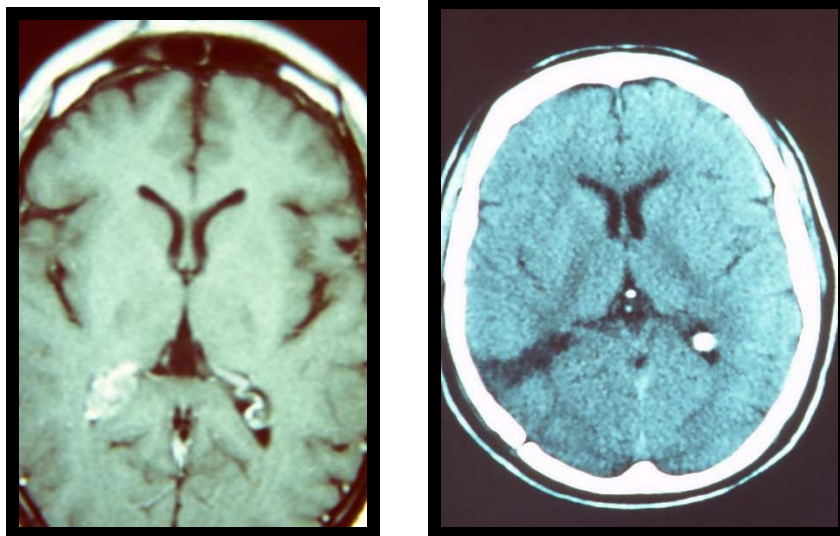


Foto 85. Caso 10: Imagen del sistema Brainlab con indicación en línea roja de la trayectoria del abordaje.



Fotos 86 y 87. Caso 10: Cortes axiales en RM y TC donde se aprecia la vía de abordaje.

6.3.- METÁSTASIS

Caso 11.- Metástasis Quística

Paciente de 51 años con antecedentes de etilismo y tabaquismo que ingresa por cuadro de un mes de evolución de trastorno del comportamiento, alteración del lenguaje y pérdida de fuerza en hemicuerpo derecho de 10 días de evolución. En la exploración destacaba una afasia mixta y hemiparesia. Se realizó craneotomía guiada con Brainlab y extirpación completa de una lesión quística con nódulo mural. El diagnóstico fue de metástasis por adenocarcinoma. El paciente recuperó la fuerza y el trastorno del lenguaje que presentaba preoperatoriamente.

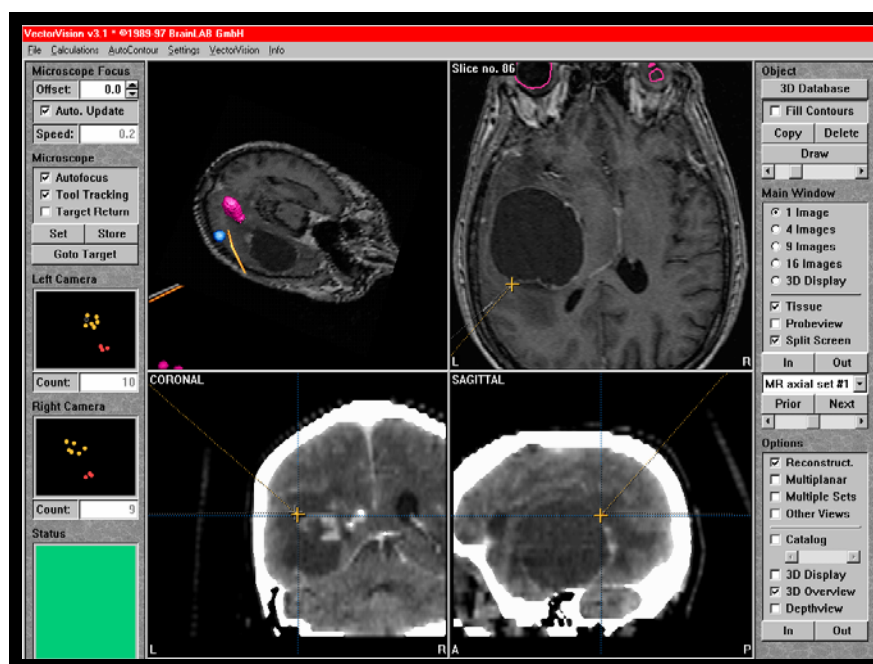
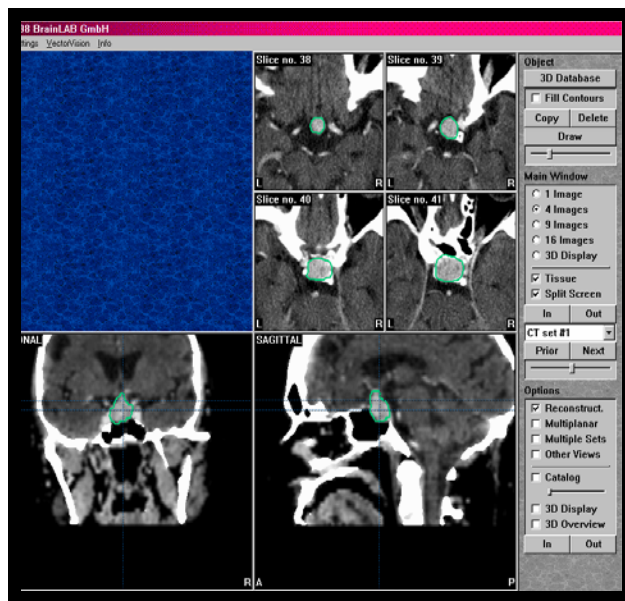


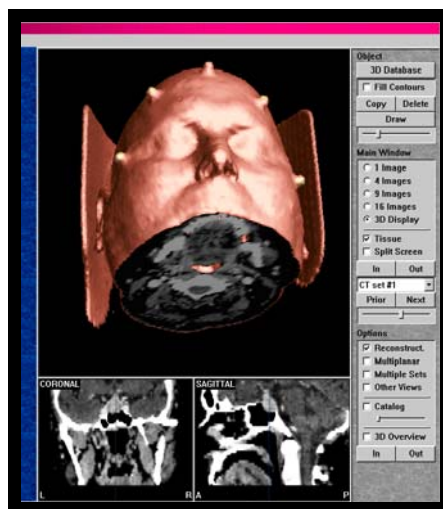
Foto 88. Caso 11: Imagen de la estación de trabajo Brainlab en la que se ha realizado una fusión de imágenes entre TC y RM y un abordaje microquirúrgico a la lesión. Se puede apreciar los estudios en RM en los cuadrantes superiores y cortes coronales y axiales reconstruidos por el sistema con los cortes del TC.

Caso 12.- Metástasis de hipernefroma en región hipofisaria.

Paciente de 62 años con antecedentes de hipernefroma bilateral intervenido dos años antes. Cuadro de apatía con somnolencia y datos de panhipopituitarismo. Acudió a urgencias por pérdida de visión. En la exploración destacaba hemianopsia bitemporal. En TC se apreció masa selar. Se realizó abordaje transnasal transeptal con el sistema de guía Brainlab. No se empleó radioescopia. El diagnóstico fue de metástasis por hipernefroma.



Fotos 89 y 90. Caso 12: Reconstrucción del TC con la lesión selar marcada en verde y abajo reconstrucción tridimensional de partes blandas.



Caso 13.- Adenocarcinoma fosa craneal anterior

Paciente de 53 años con cuadro de cefalea holocraneal intensa desde hacía tres meses. En la exploración no se apreciaron déficits salvo anosmia. En TC y RM craneal se apreció proceso expansivo de fosa craneal anterior con destrucción de etmoides. Se realizó un abordaje combinado con Otorrinolaringología superior con fresado de lámina etmoidal e inferior empleando el sistema Brainlab y consiguiéndose una resección completa. El paciente recibió radioterapia postoperatoria.

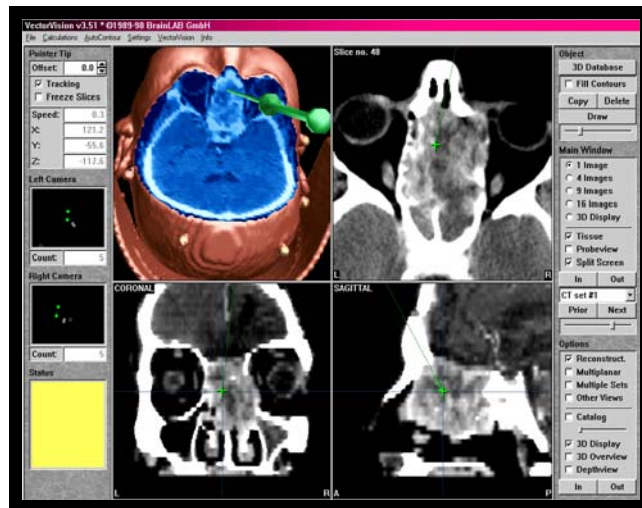


Foto 91. Caso 13: Imagen en la pantalla situando con la cruz verde la posición dentro del tumor.

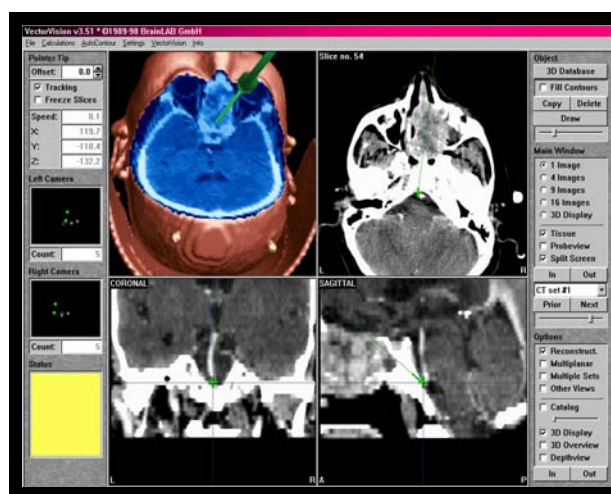


Foto 92. Caso 13: Localización del límite posterior de la resección, en este caso el clivus.

Caso 14.- Craneofaringioma.

Paciente de 11 años estudiada por retraso del crecimiento y remitida a Neurocirugía por cuadro de disminución de agudeza visual con hemianopsia bitemporal. En estudio de imagen con RM se apreció lesión selar con extensión supra selar y supra quiasmática con captación de contraste en anillo sospechosa de craneofaringioma. La paciente se intervino realizándose craneotomía pterional y abordaje transilviano con el empleo del sistema EasyGuide consiguiéndose una resección completa. La evolución postoperatoria fue favorable sin presentar complicaciones aunque no hubo recuperación del déficit visual.



Foto 93. Caso 14: Imagen RM en el sistema EasyGuide con el cálculo de la distancia desde el pterion a la lesión (37.8 mm)

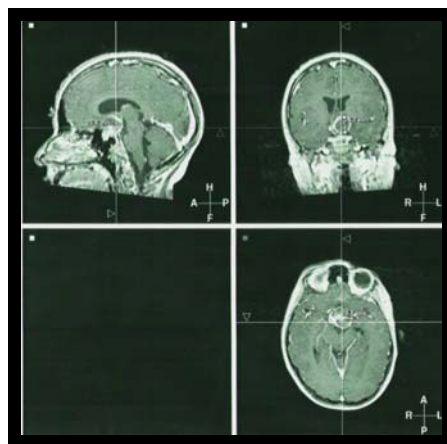
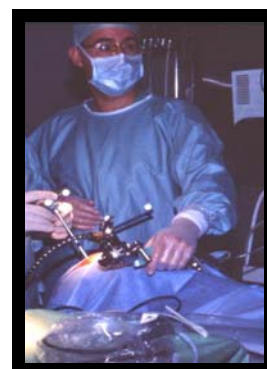
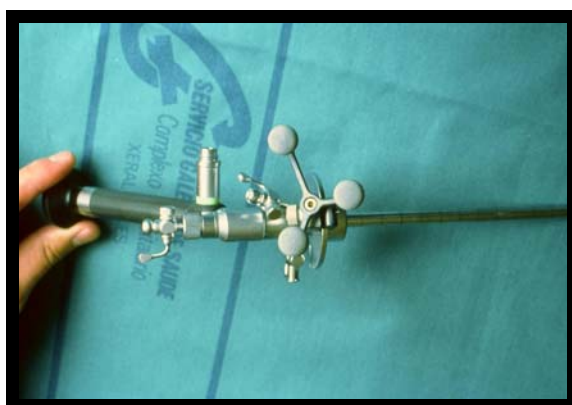


Foto 94. Caso 14: Imagen en tres planos del sistema EasyGuide donde se aprecian las relaciones del tumor.

6.5.- NEUROENDOSCOPIA

Caso 15.- Biopsia tumor pineal.

Paciente de 9 años que ingresa en Pediatría por cuadro de varios días de evolución de cefalea progresiva y vómitos. En la exploración neurológica se apreció limitación de la mirada superior. En estudios con TC y RM craneal se apreció proceso expansivo pineal con hidrocefalia obstructiva. La paciente se intervino con el sistema de guía Brainlab colocándose en el endoscopio los marcadores reflectantes y realizándose ventriculostomía endoscópica y biopsia de la lesión con la guía. El diagnóstico fue de astrocitoma de alto grado. La paciente fue intervenida en un segundo tiempo con un abordaje supracerebeloso infratentorial.



Fotos 95 y 96. Caso 15: detalle de las esferas reflectantes en el endoscopio y la posición de las mismas en el campo quirúrgico junto con la antena que se coloca sobre el cabezal de Mayfield para que en caso de movimientos no se pierda la calibración y registro del paciente.

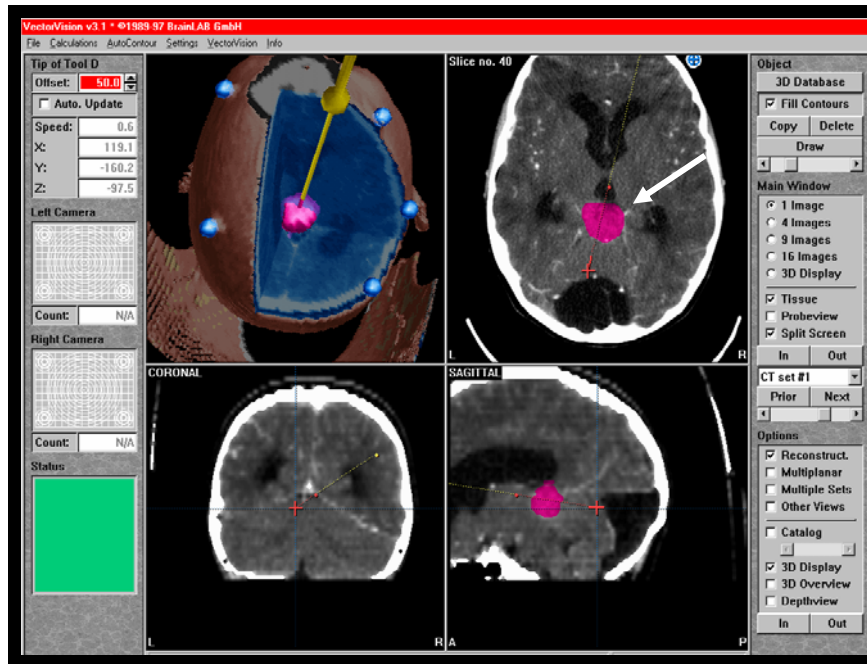
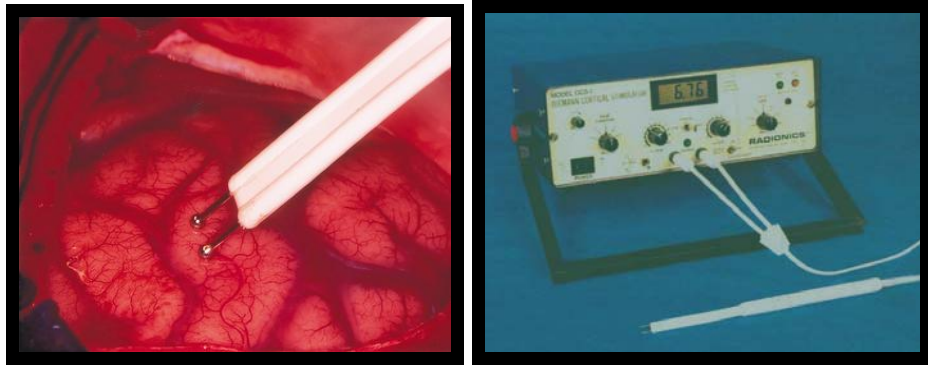


Foto 97. Caso 15: Detalle de la imagen en el neuronavegador donde está coloreada la lesión (flecha blanca) y se puede apreciar en amarillo la posición del endoscopio.

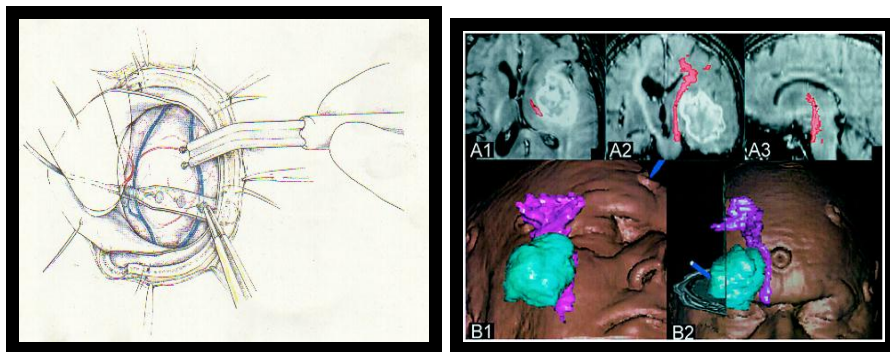
6.6.- NEURONAVEGACIÓN Y ESTIMULACIÓN CORTICAL

Caso 16.- Cirugía con paciente alerta y electroestimulación cortical intraoperatoria.(No incluido en estudio comparativo).

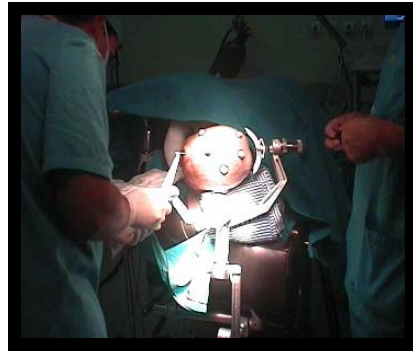
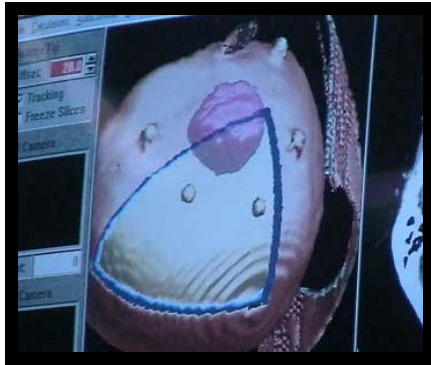
Paciente de 62 años con cuadro progresivo de pérdida de fuerza en extremidades izquierdas de dos meses de evolución con imposibilidad para caminar en los últimos días. En la exploración neurológica se apreció hemiparesia izquierda. La paciente se intervino con el empleo del sistema Brainlab realizando craneotomía temporoparietal derecha con anestesia local y electroestimulación cortical intraoperatoria para identificar vía motora con resección radical de la lesión.(Ver video adjunto). El diagnóstico anatomopatológico fue de glioblastoma multiforme. La paciente mejoró de su hemiparesia en el postoperatorio sin presentar complicaciones.



Fotos 98 y 99. Caso 16: Detalle del electrodo de estimulación cortical bipolar tipo Ojeman y su generador a la derecha.



Fotos 100 y 101. Caso 16: Esquema a la izquierda de la colocación del electrodo subdural que nos indica si el estímulo eléctrico está difundiendo y evita una crisis generalizada intraoperatoria. A la derecha esquema de reconstrucción tridimensional de la vía motora en morado y su relación con el tumor coloreado en azul.



Fotos 102 y 103. Caso 16: Imagen a la izquierda de la reconstrucción tridimensional del tumor con la cabeza de la paciente colocada en la mesa quirúrgica y a la derecha la imagen real. Se colocó el cabezal de Mayfield con anestesia local.

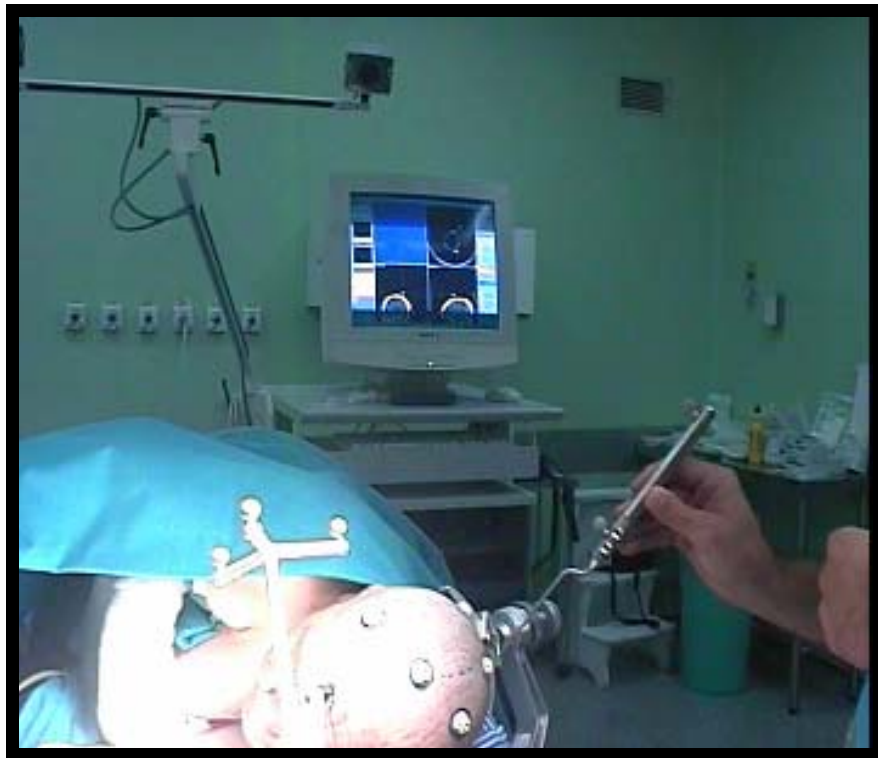


Foto 104. Caso 16: Detalle del registro de marcadores con la paciente despierta y con ligera sedación soportando perfectamente el cabezal de Mayfield.

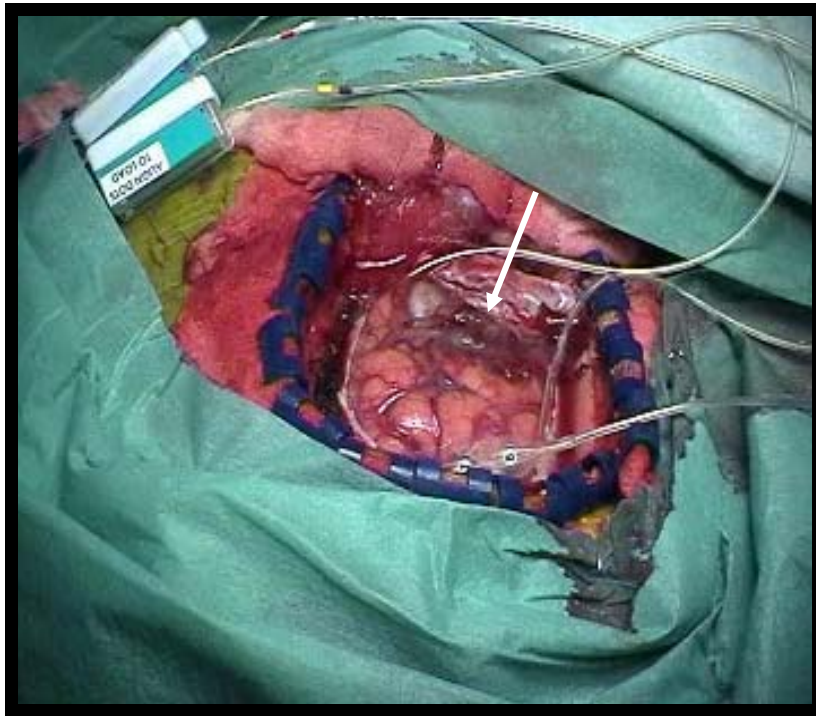


Foto 105. Caso 16: Detalle intraoperatorio de la posición de los electrodos de registro subdurales y la afloración del tumor en la corteza cerebral (flecha).



Foto 106. Caso 16: Detalle intraoperatorio durante la estimulación cortical para identificar las relaciones del tumor con la vía motora.

7.- CONCLUSIONES

1.- El empleo de los sistemas de guía interactiva por imágenes o neuronavegadores mejora significativamente los resultados postoperatorios disminuyendo la aparición de complicaciones (En un 45% de los pacientes, con una reducción del riesgo relativo del 84.4%), disminuyendo la aparición de déficits neurológicos añadidos tras la intervención (En un 37.8%, con una reducción del riesgo relativo del 65.4%) y mejorando el estado general del paciente tras la cirugía. (Con una mejoría en la escala de Karnofsky en un 16.6%).

2.- El empleo de los sistemas de guía disminuye la estancia en unidades de reanimación postquirúrgica (Un 19.2%) y la estancia global hospitalaria (En un 17.6%).

3.- El grado de resección tumoral no es significativamente mayor con el empleo de los sistemas de guía por imagen analizados, si bien los neuronavegadores estudiados no disponen de un sistema de actualización de imágenes intraoperatorias.

4.- Las diferencias entre los sistemas de neuronavegación analizados en este estudio no influyen en la localización intraoperatoria ni en los resultados postoperatorios. El sistema Brainlab presenta menos errores en su manejo diario aunque no de forma significativa respecto al sistema EasyGuide. El sistema Brainlab disminuye de forma significativa el tiempo de registro preoperatorio (En 9.6 minutos frente a 17.7) y por tanto interfiere menos que el sistema EasyGuide en el tiempo total de preparación de la cirugía.

8.- BIBLIOGRAFÍA

1. Aichholzer M, Ungersbock K, Rossler K. Computer-assisted navigated resection of brain tumors. *Minim Invas. Ther and Allied Technol*;6:496-500. 1997.
2. Albert L. Rhoton. *The Cerebrum*; Neurosurgery 2002. 51 : 1-51.
3. Alberti O, Dorward NL, Kitchen ND, Thomas DG. Neuronavigation-impact on operating time. *Stereotact. Func. Neurosurg.*;68:44-48. 1997
4. Alsahil E, Rutka JT, Drake JM. Utility of frameless stereotaxy in the resection of skull base and basal cerebral lesions in children. *Skull base Surgery*;8(1):29-38. 1998
5. Altukhov NV: *Encephalometric Investigations of the Brain Relative to the sex, age and skull indexes*. Moscow, 1891.
6. Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H. Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar and sacral spine. *Spine*;25(5):606-614. 2000
7. Apuzzo ML, Chen JC: Stereotaxy, navigation and the temporal concatenation. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 72:82-88, 1999.
8. Apuzzo MLJ, Fredericks CA: The Brown-Roberts-Wells system, en Lundsford LD (edit): *Modern Stereotactic Neurosurgery*. Boston: Martinus Nijhoff, , pags 63-77. 1988
9. Atlas SW. *Magnetic resonance imaging of the brain and spine*. New York: Ed. Raven Press, 1991.
10. Barnett GH. Surgical management of convexity and falcine meningiomas using interactive image-guided surgery systems. *Neurosurg Clin N Am*;7(2):279-284. 1996
11. Barnett GH. The role of image-guided technology in the surgical planning and resection of gliomas. *J.Neurooncol.*;42(3): 247-58. 1999.
12. 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(4):674-678. 1993

13. Barnett GH, Miller DW, Weisenberger J. Frameless stereotaxy with scalp-applied fiducial markers for brain biopsy procedures: experience in 218 cases. *J Neurosurg*;91(4):569-576. 1999
14. Barnett GH, Steiner CP, Weisenberger J. Intracranial meningioma resection using frameless stereotaxy. *J. Imag Guid Surg*;1:46-52. 1995
15. Benabid AL, Lavalley S, Hoffmann D, et al. Potential use of robots in endoscopic neurosurgery. *Acta Neurochirurgica*; 54(Suppl):93-97. 1992
16. Bernardet EA, Leonard MA, Weiner HL. Comparison of frameless stereotactic systems: Accuracy, Precision and Applications. *Neurosurgery* 49:1409-1416, 2001.
17. Berstein M., Al-Anazi A., Kucharczyk W.. Brain Tumor Surgery with the Toronto Open Magnetic Resonance Imaging System: Preliminary Results for 36 Patients and Análisis of Advantages, Disadvantages and Future Prospects. *Neurosurgery* 46:900-909, 2000.
18. Breeuwer M, Wadley JP, de-Bliek HL, Buurman J., Desmedt PA, Gieles P, Gerritsen FA, Dorward NL, Kitchen ND, Velani B. The EASI project-improving the effectiveness and quality of image-guided surgery. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*;2(3):156-68. 1998.
19. Broca P. Diagnostic d'un abcès situé au niveau de la région du langage: trepanation de cet abcès. *Rev d'Anthrop.*; 5:244-248. 1876
20. Broggi G, Dones I, Ferroli P, Franzini A, Servello D, Duca S. Image guided neuroendoscopy for third ventriculostomy. *Acta Neurochir (Wien)*;142(8):893-898. 2000
21. 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.)
22. Brown RA: A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. *J.Neurosurg* 50: 715-720, 1979.

23. Brown V, Dempf S, Tomczak R, Wunderlich A, Weller R, Richter HP. Functional cranial neuronavigation. Direct integration of fMRI and PET data. *J. Neuroradiol*;27(3):157-163. 2000.
24. Bullard DE, Nashold BS: Evolution of principles of stereotactic neurosurgery. *Neurosurg Clin North Am.* 6:27-41, 1995.
25. Castilla J.M., Martín V., Fernández-Arconada O. y cols. Primeros pasos en neuronavegación. *Neurocirugía* 14:398-408. 2003
26. Chabrerire A, Olzen F, Nakajima S. Three-dimensional reconstruction and surgical navigation in pediatric epilepsy surgery. *Pediatr Neurosurg*;27:304-310. 1997
27. Chang SD, Main W, Martin DP, Gibbs IC, Heilbrun MP. An analysis of the accuracy of the CyberKnife: a robotic frameless stereotactic radiosurgical system. *Neurosurgery*.52(1):140-6. 2003
28. Chassat F., Lavallé S. Experimental Protocol Accuracy Evaluation of 6-D Localizers for Computer-Integrated Surgery: Application to Four Optical Localizers. *Lecture Notes in Computer Science, Vol 1496: en W. M. Wells, A. Colchester Editores. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Springer-Verlag. Berlin – Heidelberg, 1998.*
29. Clampham C.: *A Concise Dictionary of Mathematics*. Oxford.: Oxford University Press, 1990.
30. Clarke RH, Horsley V: On a Method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum). *Br. Med. J.* 2:1700-1800, 1886.
31. Clifford F., Bynum WF. *Historical aspects of the Neurosciences*. New York: De. Raven Press, 1982.
32. Crandall PH. Historical Trends: a Conical Spiral. En Apuzzo ML, de. *Neurosurgical aspects of epilepsy. AANS Publications Committee*,; 3-13. 1991.
33. Conde-Olasagasti JL. La neuronavegación en neurocirugía. Informe Técnico de la Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud. Centro de publicaciones. Ministerio de Sanidad y Consumo. Madrid. Septiembre 2000.

34. Cooper IS: Chemopallidectomy and chemothalamotomy for parkinsonism and dystonia. Proc. R. Soc.Med 52: 47-60, 1959.
35. Cooper IS, Bravo GJ: Production of basal ganglia lesions by chemopallidectomy. Neurology 8: 344-346, 1958.
36. Cosman ER, Nashold BS, Bedenbaugh P: Stereotactic radiofrequency lesion making. Appl. Neurophysiol 46: 160-166, 1983.
37. Cuchet E, Knoploch J, Dormont D, Marsault C: Registration in neurosurgery and neuroradiotherapy applications. J.Image Guided Surgery 1:198-207, 1995.
38. Cushing H. A note upon the faradic stimulation of the postcentral gyrus in conscious patients. Brain; 32: 44-53. 1909
39. Dandy W. Ventriculography following the injection of air into the cerebral ventricles. En Penfield W. , Jasper H, eds. Cranial roetgenography . Epilepsy and the functional anatomy of the human brain. Boston: ed Little Brown and Co.,; 667-691. 1954
40. Day R, Heilbrun MP, Koehler S: Three point transformation for integration of multiple coordinate systems: Applications to tumor, functional and fractionated radiosurgery stereotactic planning. Stereotac. Funct. Neurosug. 63: 76-79, 1994.
41. Deck MDF, Weingarten K. Computed Tomography and magnetic resonance imaging of the central nervous system. En Youmans JR, ed. Neurological Surgery. Philadelphia: ed. Saunders Co.; 100-154. 1990
42. Derek H., Calvin R., Maciunas R.. Measurement of Intraoperative Brain surface Deformation under a Craniotomy Technique Application. Neurosurgery 43; 514-528, 1998.
43. Dietemann JL, Medjek L. Angiographie cerebrale. New York: De. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1982.
44. Dittmar C.:Ueber die Lage des sogenannten Gefaesszentrums in der Medulla oblongata. Bersaechs Ges Wiss Leipzig (Math Phys) 25: 449-469, 1873.
45. Domenech Torne FM, Setoain Quinquer J. Resonancia magnética nuclear. Una nueva técnica al servicio del diagnóstico. Medicina Clínica; 82 (Suppl.): 5-7. 1984

46. Dorward N. Frameless stereotactic biopsy with the EasyGuide. *Medicamundi*;42(1):33-37. 1998
47. Dorward NL. Interactive image-guided neuroendoscopy: development and early clinical experience. *Minim Invasive Neurosurg*;41(1):31-4. 1998
48. Dorward NL. Neuronavigation in tumor surgery of the central nervous system. *Br J Neurosurg*;11(2):101-103. 1997
49. Dorward NL. Neuronavigation the surgeon's sextant. *Br. J. Neurosurg.*;11(2):101-3. 1997
50. Dulou R, De Soultrait F, Blondet E, Dutertre G, Pernot P, Desgeorges M. Neuronavigation in third ventricle tumors. *Neurochirurgie*;46(3):282-285. 2000
51. Elias WJ. Et al. Frameless stereotaxy for transsphenoidal surgery. *Neurosurgery*;45(2):271-5. 1999
52. Fahlbusch R, Ganslandt O, Nimshy C. Intraoperative imaging with open magnetic imaging and neuronavigation. *Child Nerv Syst*;16(10-11):829-831. 2000
53. Ferrier D. The functions of the brain. En Wilkins, Rengachary, eds. *The concept of cerebral and spinal localization and the beginnings of neurological surgery. Neurosurgical Update.* New York: De. McGraw-Hill Inc., 3-11. 1990
54. Fodstad H, Hariz M, Lunggren B: History of Clarke's stereotactic instrument. *Stereotac Func Neurosurg.* 57:130-140, 1991.
55. Foley JD, Van Damm A.: *Fundamentals of Interactive Computer Graphics.* Reading MA.: Addison-Wesley,. pags. 245-266. 1984
56. Fountas KN, Kapsalaki EZ, Smisson HF, Haartman LP, Johnston KW, Robinson-JS J. Results and complications from the use of a frameless stereotactic microscopic navigator system. *Stereotact Func Neurosurg*;71(2):76-82. 1998
57. Friets EM, Strohhahn JW, Hatch JF, Roberts DW, : A frameless stereotactic operating microscope for neurosurgery. *IEEE Trans Biomed Eng* 36: 608-617, 1989.
58. Galloway RL, Maciunas RJ, Edwards CA,: Interactive image-guided neurosurgery. *IEEE Trans Biomed Eng.* 39: 1226-1231, 1992.

59. Ganslandt O. Functional neuronavigation with magnetoencephalography: Outcome in 50 patients with lesions around the motor cortex. *J. Neurosurg.*;91(1):73-9. 1999
60. Garell PC, Mirsky R, Noh MD, Loftus CM, Hitchon PW, Grady MS, Dacey RG, Howard MA. Posterior ventricular catheter burr-hole localizer. Technical note. *J. Neurosurg.*;89(1):157-160. 1998
61. Gebhard F, Weidner A, Liener UC, Stockle U, Arand M. Navigation at the spine. *Injury.*35 Suppl 1:S-A35-45. 2004.
62. Germano IM and Queenan JV. Clinical experience with intracranial brain needle biopsy using frameless surgical navigation. *Comput Aided Surg*;3(1):33-39. 1998
63. Germano IM, Villalobos H, Silvers A, Post KD. Clinical use of the optical digitizer for intracranial neuronavigation. *Neurosurgery*;45(2):261-269. 1999
64. Gildenberg PL: General concepts of stereotactic surgery , en Lundsford LD (ed.) *Modern Stereotactic Neurosurgery*. Boston: Martinus Nijhoff pags 3-12, 1988.
65. Gildenberg PL: The history of stereotactic and functional Neurosurgery. Gildenberg y Tasker (ed): *Textbook of stereotactic and functional Neurosurgery*. McGraw-Hill, 1998.
66. Gillingham FJ: Small localised lesions of the internal capsule in the treatment of dyskinesias. *Confin Neurol* 22: 385-392, 1962.
67. Gillingham FJ: Stereotactic surgery. Past, present and future. *Clin Neurosurg.* 13:189-203, 1965.
68. Goldsmith NM , et al. Clinical applications of frameless stereotactic devices in neurootology: preliminary report. *Am. J. Otol.*;16(4):475-9. 1995
69. Golfinos JG, Fitzpatrick BC, Smith LR, Spetzler RF. Clinical use of a frameless stereotactic arm: results of 325 cases. *J Neurosurg*;83(2):197-205. 1995
70. Gumprecht HK, Widenka DC, Lumenta CB. Brainlab VectorVision Neuronavigation System: technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery*;44(1):97-104. 1999

71. Gouaze A, Salamon G. Brain anatomy and magnetic resonance imaging. New York: Ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1988.
72. Green JR. Cerebral localization during the past century. BNI Quart; 1: 26-40. 1985
73. Green JR. The beginnings of cerebral localization and neurological surgery. BNI Quart,;1: 12-28. 1985
74. Green JR. The concept of cerebral and spinal localization and the beginnings of neurological surgery. En Wilkins, Rengachory, eds. Neurosurgical Update. New York: McGraw-Hill Inc., 3-11. 1990;
75. Grumprecht H. The operating microscope guided by a neuronavigation system: A technical note. Minim. Invasive Neurosurg.;41(3):141-143. 1998
76. Grunert P, Darabi K, Espinosa J., Filippi R: Computer-aided navigation in neurosurgery. Neurosurg. Rev. 26:73-99. 2003
77. Grzeszczuk R, Tan KK, Levin DN, et al. : Retrospective fusion of radiographic and MR data for localization of subdural electrodes. J. Comput Assist Tomogr. 16: 764-773.1992.
78. Guiot G: Le traitement des syndromes parkinsoniens par la destruction du pallidum interne. Neurochirurgie 1: 94-98, 1958.
79. Guiot G, Brion S: Traitement des mouvements anormaux par la coagulation pallidale: Technique et résultats. Rev. Neurol 89: 578-585, 1953.
80. Haase J. Image-guided neurosurgery/neuronavigation/ surgiscope- Reflexions on a theme. Minim Invasive Neurosurg.;42(2):53-9. 1999
81. Hata N, Dohi T, Iseki H, Takakura K. Development of a frameless and armless stereotactic neuronavigation system with ultrasonographic registration. Neurosurgery;41(3):608-13. 1997
82. Hayashi N, Endo S, Ikeda H, Takaku A. Neuronavigation using an articulated arm with a bayonet probe on a computer graphic composite of magnetic resonance and computerized tomography images. Minim Invasive Neurosurg;41(3):144-148. 1998

83. Heilbrun MP: Computed tomography-guided stereotactic systems. *Clin Neurosurg* 31:564-581, 1984.
84. Heilbrun MP, Koehler S, MacDonald P, et al. : Preliminary experience using an optimized three point transformation algorithm for spatial registration of coordinate systems: A method of noninvasive localization using frame-based stereotactic guidance systems. *J.Neurosurg* 81: 676-682, 1994.
85. Hemler PF, Sumanaweera TS, van den Elsen P, et al.: A versatile system for multimodality image fusion. *J. Image Guided Surg.* 1: 35-45, 1995.
86. 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(2-4):117-124. 1999
87. Hirscheber H, Samset E. Interactive image-guided dye marking of tumor margins. *Minim Invasive Neurosurg*;42(3):123-7. . 1999
88. Hopf NJ. Frameless neuronavigation applied to endoscopic neurosurgery. *Minim Invasive Neurosurg*;42(4):187-193. 1999
89. Horrax HG. *Neurosurgery. An Historical Sketch.* Charles C Thomas. Springfield III, 1952.
90. Horsley V, Clarke RH. The structure and functions of the cerebellum examined by a new method. *Brain* 31: 45-124, 1908.
91. Jackson JH. On the anatomical and physiological localizations of movement in the brain. *Lancet*; 1: 84-85. 1873
92. Jannin P, Seigneuret E, Morandi X, Fleig OJ, Riffaud L, Le Goualher G, Brassier G, Scarabin JM. Sulcal identification and neuronavigation in supratentorial cavernoma surgery. *Neurochirurgie*;46(6):534-540. 2000
93. Jodicke A, Deinsberger W, Erbe H, Kriete A, Boker DK. Intraoperative three-dimensional ultrasonography: an approach to register brain shift using multidimensional image processing. *Min Invasive Neurosurg.*;41(1):13-19. 1998
94. Kandel EI. *Functional and Stereotactic Neurosurgery.* New York, London. Plenum, 1989.

95. Karnofsky DA, Burchenal JH. The clinical evaluation of chemotherapeutic agents in cancer. En Macleod CM, ed. Symposium at New York Academy of Medicine. New York: Columbia University Press, 1949;191-205. 1948
96. Kelly PJ. Computed assisted stereotaxis. New approaches for the management of intracranial intra-axial tumors. *Neurosurgery*;36:535-41. 1986
97. Kelly PJ. Stereotactic surgery: what is past is prologue. *Neurosurgery*;46(1):16-27. 2000
98. Kelly PJ, Goerss SJ, Kall BA: Modification of Todd-Wells system for imaging data acquisition, en Lunsford LD (ed). *Modern Stereotactic Neurosurgery*. Boston: Martinus Nijhoff, pags 79-97. 1988,
99. Knauth M, Wirtz CR, Tronnier VM, Aras N, Kunze S, Sartor K. Intraoperative MR imaging increases the extent of tumor resection in patients with high-grade gliomas. *AJNR Am J Neuroradiol*. 20(9):1642-6. 1999;
100. Knut H. Historia de la cirugía. Madrid: Editorial Raices, 1993.
101. Koivukangas J, Louhisalmi Y, Alakuijala J, Oikarinen J. Neuronavigator-guided cerebral biopsy. *Acta Neurochir Suppl Wien*;58:71-74. 1993
102. Leksell L: A stereotaxic apparatus for intracerebral surgery. *Acta Chir Scand*. 99: 229-233, 1949.
103. Leksell L, Jernberg B: Stereotaxis and tomography: A technical note. *Acta Neurochir (Wien)*52: 1-7, 1980.
104. Leksell L, Leksell D, Schwebel J: Stereotaxis and nuclear magnetic resonance. *J. Neurol Neurosurg Psychiatry* 48:14-18, 1985.
105. Lemieux L, Henri CJ, Wootton R.: The mathematics of stereotactic localization, en Thomas DGT (ed): *Stereotactic and Image Directed Surgery of Brain Tumors*. Edinburgh: Churchill Livingstone, , pags. 193-216. 1993
106. Levy R. A Short History of Stereotactic Neurosurgery , Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, 1992.

107. Lewis MA, Bekey GA. Automation and robotics in neurosurgery: Prospects and problems. En Apuzzo MJ, ed. Neurosurgery for the third millenium. American Association of Neurological Surgeons,;63-80. 1993
108. Lunsford LD, Kondziola D, Flickinger JC, et al. : Stereotactic Radiosurgery for arteriovenous malformations of the brain. J.Neurosurgery 75: 512-524, 1991.
109. Maciunas RJ. Intraoperative Cranial Navigation. Clin Neurosurg.;43:353-81. 1996
110. Maciunas RJ, Fitzpatrick JM, Galloway RL, Allen GS: Beyond stereotaxy: Extreme levels of application accuracy are provided by implantable fiducials markers for interactive image-guided neurosurgery. En Maciunas RJ (edit): Interactive Image-Guided Surgery. Park Ridge, IL. AANS., pags. 259-270. 1993
111. Marmulla R, Eggers G, Muhling J. Laser surface registration for lateral skull base surgery. Minim Invasive Neurosurg.48(3):181-5. 2005
112. Matz P, McDermott M, Gutin P, Dillon W, Wilson C. Cavernous malformations: results of image-guided resection. J Image Guid Surg;1(5):273-279. 1995
113. Mehdorn HM. Intracranial cavernomas: indications for and results of surgery. Neurol Med Chir Tokyo;38(suppl):245-249. 1998
114. McCallum J. Combined frameless stereotaxy and neuroendoscopy in placement of intracranial catheters. Pediatr Neurosurg;26(3):127-129. 1997
115. McCaul IR: A method for the localization and production of discrete destructive lesions in Brain. J Neurol Neurosurg Psychiatry 22:109-112, 1959.
116. McRae DL. Focal epilepsy: correlation of the pathological and radiological findings. Radiology 50: 438-458. 1948;
117. Miga MI, Paulsen KD, Lemery JM, Eisner SD, Hartov A, Kennedy FE, Roberts DW. Model-up-dated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. IEEE Trans Med Imaging;18(10):866-74. 1999
118. Miga M., Roberts D., Kennedy F., et al. Modeling of Retraction and Resection for Intraoperative Updating of Images. Neurosurgery 49: 75-85, 2001.

119. Moniz E. L'Angiographie cerebrale. Paris. ed. Masso et Cie., 1934.
120. Moore MR, Rossitch E., Shillito J. Cushin and epilepsy surgery: two successfully treated cases with long-term follow-up. *Surg. Neurol*, 32:241-245. 1989
121. Muacevic A, Muller A. Image-guided endoscopic ventriculostomy with a new frameless armless neuronavigation system. *Comput Aided Surg*;4(2):87-92. 1999
122. Muacevic A, Steiger HJ. Computer-assisted resections of cerebral arteriovenous malformations. *Neurosurgery*;45(5):1164-1170. 1999
123. Muacevic A, Uhl E, Steiger HJ, Reulen HJ. Accuracy and clinical applicability of a passive marker based frameless neuronavigation system. *J Clin Neurosci*;7(5):414-418. 2000
124. Mundinger F, Birg W: The imaging-compatible Riechert-Mundinger system, en Lundsford LD. (edit) *Modern Stereotactic Neurosurgery*. Boston: Martinus Nijhoff, , pags 13-25. 1988
125. Mussen AT: Note on the movements of the tongue from stimulation of the twelfth nucleus, root and nerve. *Brain* 32:206-208, 1909.
126. Nabavi A., Black P., Gering D., et al. Serial Intraoperative Magnetic Resonance Imaging of Brain Shift. *Neurosurgery* 48: 787-798, 2001.
127. Narabayashi H: Beginning and development of stereotaxic surgery in Tokyo. *Confin Neurol* 37: 364-373, 1975.
128. Narabayashi H, Shimazu H, Fujita Y, et al. Procaine-oil-wax pallidotomy for double athetosis and spastic states in infantile cerebral palsy. *Neurology*. 10:61-69, 1960.
129. Nguyen JP, Lefaucher JP, Le Guerinel C, Fontaine D, Nakano N, Sakka L, Eizenbaum JF, Pollin B, Keravel Y. Treatment of central and neuropathic pain by chronic stimulation of the cortex: interest of neuronavigation. *Neurochirurgie*;46(5):483-491. 2000

130. Nimsky C. Integration of functional magnetic resonance imaging supported by magnetoencephalography in functional neuronavigation. *Neurosurgery*;44(6):1249-55. 1999
131. Nimsky C., Ganslandt O., Cerny S: Quantification of, Visualization of, and Compensation for Brain shift Using Intraoperative Magnetic Resonance Imaging. *Neurosurgery* 47:1070-1080, 2000.
132. Nomura T. Atlas of cerebral angiography. New York: ed. SpringerVerlag Berlin Heidelberg, 1970.
133. Northfield DWC: Sir Victor Horsley, his contributions to neurological surgery. *Surg. Neurol.* 1:131-134, 1973.
134. Obrador S, Dierssen G. Cirugía de la región palidal. *Rev. Clin. Esp.* XVII 61:229-237, 1956.
135. Olivier A. ,Bertrand G, Picard C: Discovery of the first human stereotactic instrument. *Appl. Neurophysiol* 46: 84-91, 1983.
136. Olson JJ, Shepherd S, and Bakay RA. The EasyGuide: Neuro image-guided system. *Neurosurgery*;40:1092-6. 1997
137. Otsubo H, Hwang PA, Hunjan A, Armstrong D, Holowka S, Drake JM, Hoffman HJ. Use of frameless stereotaxy with location of electroencephalographic electrodes on three-dimensional computed tomographic images in epilepsy surgery. *J Clin Neurophysiol*;12(4):363-371. 1995
138. Pait TG, Denis MW, Laws ER,. The history of the neurosurgical engine. *Neurosurgery*; 28:111-128. 1991.
139. Paleologos TS, Wadley JP, Kitchen ND, Thomas DG. Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy: clinical comparison between conventional and image-guided meningioma surgery. *Neurosurgery*;47(1):40-47. 2000
140. Patel N, Sandeman D. A simple trajectory guidance device that assists freehand and interactive image guided biopsy of small deep intracranial targets. *Comput Aided Surg*;2:186-192. 1997

141. Parera C, Cooper IS: A modification of the chemopallidectomy guide. *J. Neurosurg.* 17: 547-550, 1960.
142. Pecker J: Jean Talairach. *Surg Neurol* 14: 241-242, 1980.
143. Penfield W., Jasper H. *Epilepsy and the functional anatomy of the human brain.* Boston: ed Little Brown and Co., 1954.
144. Phillips CG, Zeki S, Barlow HB. Localization of function in the cerebral cortex: past, present and future. *Brain*; 107:327-361. 1984
145. Picard C, Olivier A, Bertrand G: The first human stereotaxic apparatus: The contribution of Aubrey Mussen to the field of stereotaxis. *J. Neurosurg.* 59: 673-676, 1983.
146. Platil AA: Computer tomography (CT) oriented rotary stereotactic system: A technical note. *Acta Neurochir (Wien)* 68:19-26, 1983.
147. Pollack IF, Albright AL, Adelson PD, Fitz CR. The role of frameless stereotactic techniques in the treatment of pediatric CNS lesions. *Pediatr Neurol*;13(3):209-216. 1995
148. Quinones-Hinojosa A, Ware ML, Sanai N, McDermott MW. Assessment of image guided accuracy in a skull model: comparison of frameless stereotaxy techniques vs. frame-based localization. *J Neurooncol.*76(1):65-70. 2006
149. Quisling R. Cerebral angiography. En Youmas JR, *Neurological Surgery.* Philadelphia. Saunders Co.,; 239-291. 1990
150. Quisling RG. Correlative neuroradiology. A topographic approach to cerebral angiographic and CT interpretation. John Wiley and Sons, ed. 1980.
151. Rand RW: A stereotaxic instrument for pallidotomy in Parkinson's disease. *J. Neurosurg.* 18:258-260, 1961.
152. Reinhardt H . Computer aided surgery with special focus on neuronavigation. *Comput Med Imaging Graph* 23(5):237-244. 1999.
153. Rhoten RL, Luciano MG, Barnett GH. Computer-assisted endoscopy for neurosurgical procedures: technical note. *Neurosurgery* 40(3):632-637. 1997.

154. Roberts DW. The mathematics of cartesian coordinates. Gildenberg, Tasker (ed): Textbook of stereotactic and functional Neurosurgery. McGraw-Hill. 1998.
155. Roberts DW, Strohschein JW, Hatch JF,: A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. J.Neurosurg 65: 545-549, 1986.
156. Roessler K, Czech T, Dietrich W, Ungersboeck K, Nasel C, Hainfellner JA, Koos WT. Frameless stereotactic-directed tissue sampling during surgery of suspected low-grade gliomas to avoid histological undergrading. Minim Invasive Neurosurg;41(1):27-30. 1998
157. Roessler K, Ungersboeck K, Aichhizer M, Dietrich W, Goerzer H, Matula C, Czech T, Koos WT. Frameless stereotactic lesion contour-guided surgery using a computer-navigated microscope. Surg Neurol;49(3):282-288. 1998
158. Roessler K, Ungersboeck K, Czech T. Contour-guided brain tumor surgery using a stereotactic navigating microscope. Stereotact Funct Neurosurg;68:33-38. 1997
159. Roessler K, Ungersboeck K, Czech T. Image-guided neurosurgery compared a pointer device system with a navigating microscope: a retrospective analysis of 208 cases. Minim Invasive Neurosurg;41(2):53-57. 1998
160. Rohde V, Reinges MH, Krombach GA, Gilsbach JM. The combined use of image-guided frameless stereotaxy and neuroendoscopy for the surgical management of occlusive hydrocephalus and intracranial cysts. Br J Neurosurg;12(6):531-538. 1998
161. Roux F., Ibarrola D., Tremoulet M., et al . Methodological and Technical Issues for Integrating Functional Magnetic Resonance Imaging Data in a Neuronavigational System. Neurosurgery 49: 1145-1157, 2001.
162. 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(2):287-92. 1996
163. Saenz A, Zamorano L, Matter A, Bucius R, Diaz F. Interactive image guided surgery of the pineal region. Minim Invasive Neurosurg;41(1):27-30. 1998

164. Salamon .G. Atlas de la vascularisation arterielle du cerveau chez l'homme. Paris : Ed.Sandoz, 1971.
165. Samii M, Brinker T, Samii A. Image-guided neurosurgery-state of the art and outlook. Wien Klin Wochenschr ;111(16):618-28. 1999
166. Samset E, Hirschberg H. Neuronavigation in intraoperative MRI. Comput. Aided Surg.;4(4)200-7. 1999
167. Sandeman DR, Gill SS. The impact of interactive image guided surgery: the Bristol experience with the ISG/Elekta viewing Wand. Acta Neurochir Suppl Wien;64:54-58. 1995
168. Sandeman D, Moufid A. Interactive image-guided pituitary surgery. An expeerience of 101 procedures. Neurochirurgie;44(5):331-338. 1998
169. Sandeman DR, Patel N, Chandler C. Advances in image-directed neurosurgery: preliminary experience with the ISG Vieweing Wand compared with the Leksell G frame. Br. J. Neurosurg.;8:529-544. 1994
170. Sawaya R, Hammoud M, Schoppa D, Hess K, Kenneth R, Wu shu Z, Shi W., Wildrick D. Neurosurgical outcomes in a modern series of 400 craniotomies for treatment of parenchymal tumors. Neurosurgery;42(1):1044-1056. 1998
171. Schaltenbrand G: Personal observations on development of stereotaxy. Confin Neurol 37:410-416, 1975.
172. Schaltenbrand G., Wahren W. Stereotaxy of the human brain. 2^a Edicion Stuttgart: ed George Thieme Publ., 1982.
173. Schmid-Elsaesser R, Muacevic A, Holtmannspotter M, Uhl E, Steiger HJ. Neuronavigation based on CT angiography for surgery of intracranial aneurysms: primary experience with unruptured aneurysms. Minim Invasive Neurosurg.46(5):269-77. 2003
174. Schroeder HW, Wagner W, Tschiltschke W, Gaab MR. Frameless neuronavigation in intracranial endoscopic neurosurgery. J. Neurosurg;94(1):72- 79. 2001.

175. 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(6):312-319. 1998
176. Schulder M, Maldjian JA, Liu WC, Mun IK, Carmel PW. Functional MRI-guided surgery of intracranial tumors. *Stereotact. Func. Neurosurg.*;68:98-105. 1997
177. Schurr PH, Merrington WR: The Horsley-Clarke stereotaxic apparatus. *Br. J. Surg* 65:33-36, 1978.
178. Shelden CH, McCann G, Jacques S et al: Development of a computerized microstereotaxic method for localization and removal of minute CNS lesions under direct 3-D vision. *J. Neurosurg* 52: 21-27, 1980.
179. Sherrington CS. The integrative action of the nervous system. En Wilkins IRH, Rengachary SS, eds. *The concept of cerebral and spinal localization and the beginnings of neurological surgery. Neurosurgical Update.* New York: De. McGraw-Hill Inc.,; 3-11. 1990
180. Shirane R. Surgical treatment of pineal region tumors through the occipital transtentorial approach: Evaluation of the effectiveness of intra-operative micro-endoscopy combined with neuronavigation. *Acta Neurochirurgica*;141(8):801-809. 1999
181. Simon DA, Hebert M, Kanada T: Techniques for fast and accurate intrasurgical registration. *J. Image Guided Surgery* 1: 17-29, 1995.
182. Sipos EP. In vivo accuracy testing and clinical experience with the ISG Siewing Wand. *Neurosurgery*;39(1):194-204. 1996
183. Spiegel EA, Wycis HT: Pallido-thalamotomy in chorea. *Arch Neurol Psychiatr.* 64: 495-496, 1950.
184. Spiegel EA, Wycis HT: *Stereoencephalotomy. Part I.* New York: Grune and Stratton, 1962.
185. Spiegel EA, Wycis HT: *Stereoencephalotomy. Part II: Clinical and Physiological Applications.* New York: Grune and Stratton, 1962.

186. Spiegel EA, Wycis HT, Baird HW: Long range effects of electropallido-ansotomy in extrapyramidal and convulsive disorders. *Neurology* 8: 734-740,1958.
187. Spiegel EA, Wycis HT, Marks M, Lee AS: Stereotaxic apparatus for operations on the human brain. *Science* 106: 349-350, 1947.
188. Steinmeier R, Fahlbusch R, Ganslandt O, Nimsky C, Buchfelder M, Klaus M, Heigl T, Lenz G, Kuth R, Huk W. Intraoperative magnetic resonance imaging with the magnetom open scanner: concepts, neurosurgical indications, and procedures: a preliminary report. *Neurosurgery*;43(4):739-47. 1998
189. Stone JL. Paul Broca and the first craniotomy based on cerebral localization. *J. Neurosurg.*: 75: 154-159. 1991
190. Sure U, Alberti O, Petermeyer M, Becker R, Bertalanffy H. Advanced image-guided skull base surgery. *Surg Neurol*;53(6):563-572. 2000
191. Talairach J, David M, Tournoux P., et al: Atlas d'anatomie stereotaxique, Paris.Masson 1957.
192. Tan KK, Grzeszczuk R, Levin DN, Pelizzari CA, Chen GT, Erickson RK, Johnson D, Dohrmann GJ. A frameless stereotactic approach to neurosurgical planning based on retrospective patient-image registration. Technical note. *J. Neurosurg.*;79(2):296-303. 1993
193. Tanaka, Olivier A, Hashizume K, Hodozuka A, Nakai H. Image-guided epilepsy surgery. *Neurol Med Chir Tokyo*;39(13):895-900. 1999
194. Taylor AG. Neuronavigation-destination unknown. *S Afr. Med J.*;89(11):1171-5. 1999
195. Todd EM: Todd-Wells Manual of stereotactic Procedures. Randolph MA: Codman and Shurtle, 1967.
196. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, Bonsanto MM, Hassfeld S, Albert FK, Kunze S. Intraoperative computer-assisted neuronavigation in functional neurosurgery. *Stereotact. Funct. Neurosurg.*;66:65-8. 1996

197. Uematsu S, Lesser RP, Gordon B. Localization of sensorimotor cortex: the influence of Sherrington and Cushing on the modern concept. *Neurosurgery*; 30: 904-913. 1992
198. Ungersbock K, Aichholzer M, Gunthner M, Rossler K, Gorzer H, Koos WT. Cavernous malformations: from frame-based to frameless stereotactic localization. *Minim Invasive Neurosurg.*;40(4):134-138. 1997.
199. Unsgaard G., Ommedal S., Muller T., Gronningsaeter A., Nagelhus T. Neuronavigation by Intraoperative Three-dimensional Ultrasound: Initial Experience during Brain Tumor Resection. *Neurosurgery* 50: 804-812, 2002.
200. Van-Roost D, Schaller C, Meyer B, Schramm J. Can neuronavigation contribute to standardization of selective amygdalohippocampectomy? *Stereotact Funct Neurosurg*;69:239-242. 1997
201. Wada J., Rasmussen T. Intracarotid injection of sodium amytal for the lateralization of cerebral speech dominance: experimental and clinical observations. *J. Neurosurg.*; 17: 266-282. 1960
202. Wadley J, Dorward N, Thomas D. Preoperative planning and intra-operative guidance in modern neurosurgery: A review of 300 cases. *Ann R. Coll. Surg. Engl.*;81:217-225. 1999
203. Walker AE: Relief of pain by mesencephalic tractotomy. *Arch. Neurol. Psychiatr* 48: 865-883, 1942.
204. Wagner W, Experiences with cranial neuronavigation in pediatric neurosurgery. *Pediatric Neurosurgery*;31(5):231-236. 1999
205. Wagner W, Gaab MR, Schroeder HW, Tschiltschke W. Cranial neuronavigation in neurosurgery: assessment of usefulness in relation to type and site of pathology in 284 patients. *Minim Invasive Neurosurg*;43(3):124-131. 2000
206. Wagner W, Tschiltschke W, Niendorf WR, Schroeder HW, Gaab MR. Infrared-based neuronavigation and cortical motor stimulation in the management of central-region tumors. *Stereotact Funct Neurosurg*;68:112-116. 1997
207. Watanabe E. Three-dimensional digitizer : New equipment for computed tomography-guided stereotaxic surgery. *Surg. Neurol.*;27(6):543-7. 1987

208. Watanabe E. Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery*;28:792-9. 1991
209. Weis MH. Neuroimaging techniques-diagnostic and therapeutic. An update. *Contemporary Neurosurgery*;9. 1987
210. West BH, Griesbach EN, Taylor JD, Taylor LT.: *The Prentice-Hall Encyclopedia of Mathematics*. Englewood Cliffs. NJ Prentice-Hall, , pags 119-126. 1982
211. Whittle IR. Neuronavigation: where is the evidence and will there ever be any?. *Br J Neurosurg*;12(1):69-71. 1998
212. Wirtz CR. Clinical evaluation and follow-up results for intraoperative MR imaging in Neurosurgery. *Neurosurgery*;46(5):1120-2. 2000
213. Wirtz CR. Image-guided neurosurgery with intraoperative MRI: Update of frameless stereotaxy and radicality control. *Stereotact. Funct. Neurosurg.*;68:39-43. 1997
214. Wirtz CR. Neuronavigation-first experiences with three different commercially available systems. *Zentral Neurochir*;59(1):14-22. 1998
215. Wurm G, Wies W, Schnizer M, Trenkler J, Holl K. Advanced surgical approach for selective amygdalohippocampectomy through neuronavigation. *Neurosurgery*;46(6):1377-1382. 2000
216. Wyler AR, Acker JD. Presurgical localization: neurophysiological and neuroimaging studies (Tennessee p.) En Apuzzo MLJ de. *Neurosurgical aspects of epilepsy. American Association of Neurological Surgeons*;87-101. 1991
217. Yasargil MG. *Microneurosurgery*, vol.1. Thieme, Stuttgart, 1984
218. Yasargil MG. *Microneurosurgery*, vol.IVA y IVB. Thieme, Stuttgart, 1996
219. Zamorano L, Matter A, Saenz A, Buciu R, Diaz F. Interactive image-guided resection of cerebral cavernous malformations. *Comput Aided Surg*;2(6):327-332. 1997
220. Zernov DN. Encephalometer. Device for estimation of parts of brain in human. *Proc. Soc. Physicomed Moscow Univ.* 2:70-80, 1889.

221. Zimmermann M, Krishnan R, Raabe A, Seifert V. Robot-assisted navigated endoscopic ventriculostomy: implementation of a new technology and first clinical results. *Acta Neurochir (Wien)*;146(7):697-704, 2004.