

Capítulo 6

Aplicaciones de la Física Nuclear

Las aplicaciones de la FN las podemos subdividir en aquellas que utilizan facilidades (aceleradores, reactores, fuentes radiactivas), instrumentación (detectores, electrónica nuclear), o fenómenos nucleares.

6.1. Terapia de hadrones

6.1.1. Radioterapia

La radiotherapia consiste en la destrucción de las células cancerígenas de los tumores mediante radiaciones ionizantes. Las propiedades inhibidoras de las células cancerígenas que poseen las radiaciones ionizantes se descubrieron muy poco después de la radiactividad. Hasta hace dos decenios los tratamientos usuales eran irradiaciones locales o globales mediante rayos gamma de Cobalto (bombas de cobalto) y mediante varillas de fuentes radiactivas (braquiterapia). Las dosis de radiación a aplicar en cada caso de tumor eran dosis globales que se atenían a protocolos elaborados únicamente en base a la experiencia empírica, viendo en tumores similares para que dosis se había alcanzado en casos anteriores la máxima tasa de supervivencia un año o cinco años posteriormente al tratamiento. Los protocolos usuales a seguir en los diversos tipos de cáncer se basan en eliminar la mayor parte del tumor mediante cirugía, utilizando la quimioterapia o radioterapia para eliminar células residuales dispersas en tejidos esencialmente sanos. Estos protocolos no son aplicables en el caso de tumores instalados en zonas donde el acceso por cirugía no es posible y donde la preservación de los tejidos sanos que rodean al tumor es esencial, como es el caso en los tumores de ojos y cerebro.

En los últimos dos decenios se han producido una serie de avances tecnológicos que han revolucionado el campo de la radioterapia. El avance en imagen médica producido por el desarrollo de la tomografía de rayos X asistida por ordenador (CT), la tomografía de electrones y positrones (PET) y la resonancia magnética nuclear (RMN) han permitido obtener imágenes de los tumores en tres

dimensiones con precisión milimétrica. El desarrollo de los ordenadores permite actualmente la obtención de estas imágenes en tiempo real. Esto ha conducido al concepto de microdosimetría, en el que se abandonan las dosis globales en favor de dosis locales, aplicando a cada zona del tumor la dosis necesaria y evitando el daño inevitable de tejidos sanos por dosis globales excesivas.

Por otro lado se ha producido una disponibilidad de aceleradores de electrones a precios asequibles para los grandes hospitales que han permitido la aplicación de dosis locales y el desarrollo de métodos de apantallamiento de los tejidos sanos que ha conducido al abandono casi total de las bombas de cobalto.

Sin embargo, los avances antes mencionados no han sido particularmente relevantes en el caso de tumores localizados en zonas donde el daño de los tejidos sanos circundantes tiene en general consecuencias fatales, como es el caso de los tumores de ojo y cerebro mencionados anteriormente. Esto es debido a que las trayectorias de los electrones no es rectilínea y a que en las colisiones con otros electrones emiten abundante radiación de frenando, que irradian los tejidos circundantes.

Una posibilidad de soslayar los problemas que presentan los haces de electrones es la utilización de partículas más pesadas: protones, partículas α y núcleos, de energía suficientemente elevada como para penetrar hasta el tumor. De hecho haces de hadrones han sido utilizados desde los años 50 de forma experimental. Sin embargo el desconocimiento de las características radiobiológicas de estos haces, la inexistencia de sistemas de imagen adecuados y de ordenadores suficientemente rápidos condujeron a que los resultados obtenidos con haces de hadrones no diesen resultados considerablemente mejores que la radioterapia tradicional como para plantearse la instalación de instalaciones de ciclotrones y sincrotrones con fines puramente médicos.

La situación ha cambiado drásticamente en el último decenio gracias a los avances realizados tanto en imagen y velocidad de ordenadores como en el conocimiento de las propiedades radiobiológicas de los haces de hadrones. Investigaciones realizadas en el GSI de Darmstadt (Alemania) y CHIBA (Japón) junto con las investigaciones realizadas previamente en Berkely, han conducido a la demostración que la terapia con haces de hadrones puede alcanzar porcentajes de curación muy superiores a las de la terapia tradicional en un cierto número de tipos de tumores localizados en zonas inaccesible por cirugía y rodeadas de tejidos vitales. El tratamiento realizado a centenares de pacientes ha permitido la creación de un protocolo de intervención en estos casos. El porcentaje de casos de estos tumores existente, hace que en los países desarrollados se esté planteando la creación de instalaciones de terapia de hadrones y que diversas empresas se estén planteando la construcción de ciclotrones y sincrotrones dedicados a este fin.

En las siguientes secciones expondré los fundamentos de la terapia de hadrones y los avances realizados en los últimos años en el campo.

6.1.2. Dosis de radiación

Los efectos producidos por la radiación en la materia son proporcionales a la cantidad de energía por unidad de masa depositada por la radiación que es absorbida por la materia:

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Hay dos unidades que se utilizan frecuentemente, el Gray (Gy) definido como $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, y el rad definido como $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$. Tenemos por lo tanto $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$. Cuando una partícula pasa por la materia produce otras partículas en movimiento, por lo que decimos que hay una transferencia de energía cinética de la partícula a la materia. Esta energía cinética transferida se denomina Kerma, y tiene las mismas unidades que la dosis:

$$K = \frac{dT_{trans}}{dm}$$

Si consideramos un volumen pequeño de materia, sólo una parte de la energía transferida es realmente absorbida, y el resto pasa a la materia adyacente. Cuando hay una situación de equilibrio electrónico, la energía cinética depositada que sale del volumen considerado es igual a la energía cinética depositada en el exterior del volumen que pasa al interior del mismo y es absorbida por el mismo. Cuando estamos en una situación de equilibrio electrónico el Kerma y la dosis tienen el mismo valor. Una partícula cargada o fotón que atraviesa la materia produce esencialmente fotones y electrones. Los fotones y electrones de muy baja energía son absorbidos por efecto fotoeléctrico y colisiones con otros electrones respectivamente. Los electrones de mayor energía, denominados electrones δ , describen trayectorias propias y depositan su energía a lo largo de la misma. Los fotones de mayor energía depositan su energía por efecto Compton e ionizan varios electrones, hasta que su energía es lo suficientemente pequeña para ser absorbida por efecto fotoeléctrico.

6.1.3. Daño biológico de la radiación

La radiación produce en la materia daño de dos formas: directa, en la que la radiación destruye las moléculas, dejando iones, e indirecta, en la que los electrones y fotones de baja energía son absorbidos por la materia, ionizándola. En la materia viva, el daño más importante de la radiación es debido a la ruptura de moléculas de ADN por los iones. Una pequeña parte de las moléculas de ADN se rompen por interacción directa con la radiación primaria, mientras que la mayor parte se rompen por interacciones con iones secundarios creados por la radiación. Los objetos ionizantes que se forman en más cantidad en la materia viva son radicales libres $H\bullet$ y $OH\bullet$ y los denominados electrones acuosos, $e - aq$, que son estructuras formadas por un electrón y varias moléculas de agua. La más

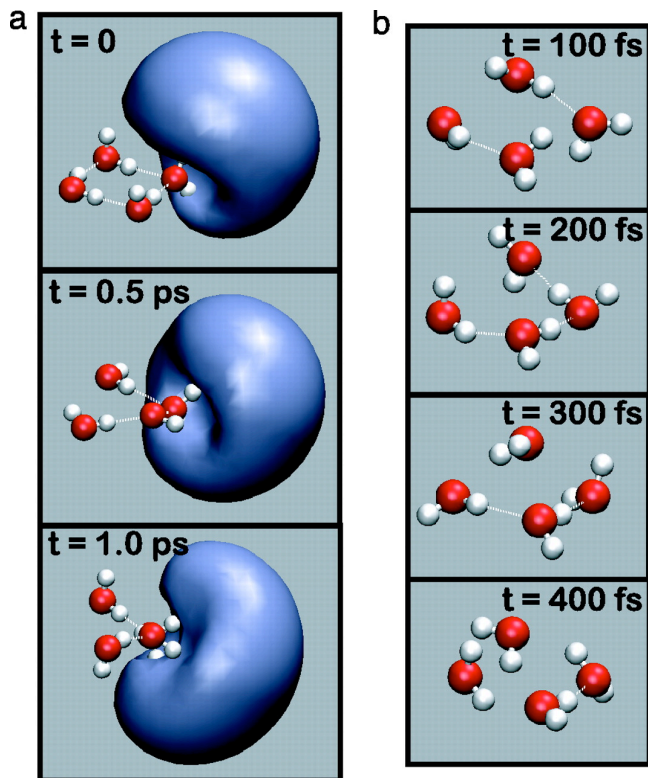


Figura 6.1: Estructura de un electrón acuoso.

abundante es $(OH)_4^-$, aunque estructuras $(OH)_n^-$ son también posibles y han sido identificadas espectroscópicamente. Cuando uno de estos iones colisiona con una molécula de ADN se pueden producir una de las tres siguientes situaciones: a) Reacciona con la misma, alterando su estructura molecular, b) rompe uno de sus ejes de C, dañando la estructura de la molécula. c) rompe los dos ejes de la molécula, partiéndola.

6.1.4. Trayectorias de partículas y LET

Un aspecto esencial de los hadrones es que sus trayectorias son esencialmente rectilíneas salvo cuando se producen colisiones entre los núcleos proyectil y blanco. Sin embargo, a lo largo de la trayectoria se emiten electrones de alta energía, conocidos como electrones δ . El alcance y la dosis proporcionada por estos electrones debe de ser evaluada para una estimación correcta de la dosis. En el GSI de Darmstadt se han realizado diversos experimentos para este fin y elaborado espectrómetros capaces de medir estos electrones δ . En la Fig. 6.7 se muestran esquemas de trayectorias de ^{12}C .

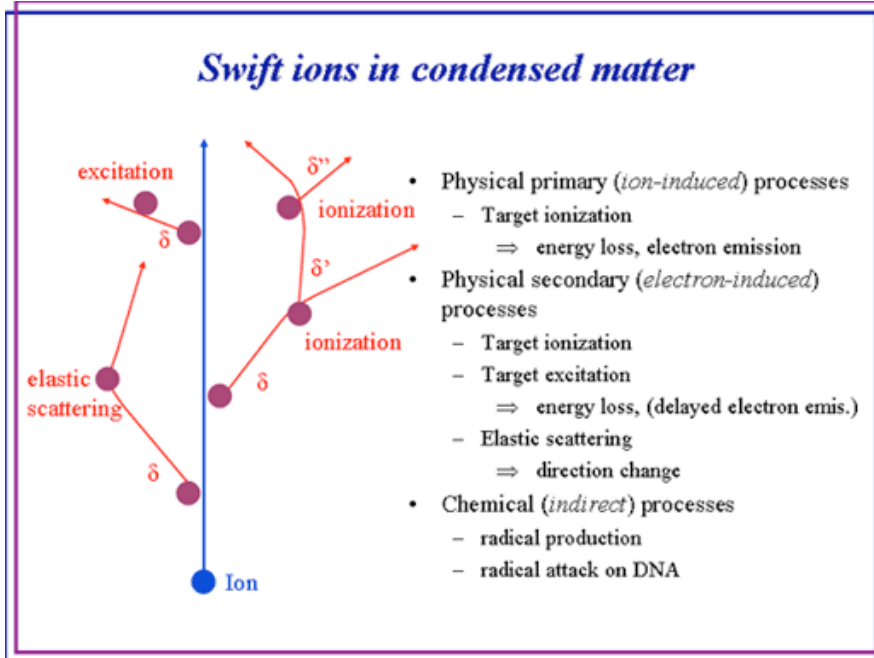


Figura 6.2: Procesos de ionización de iones en materia.

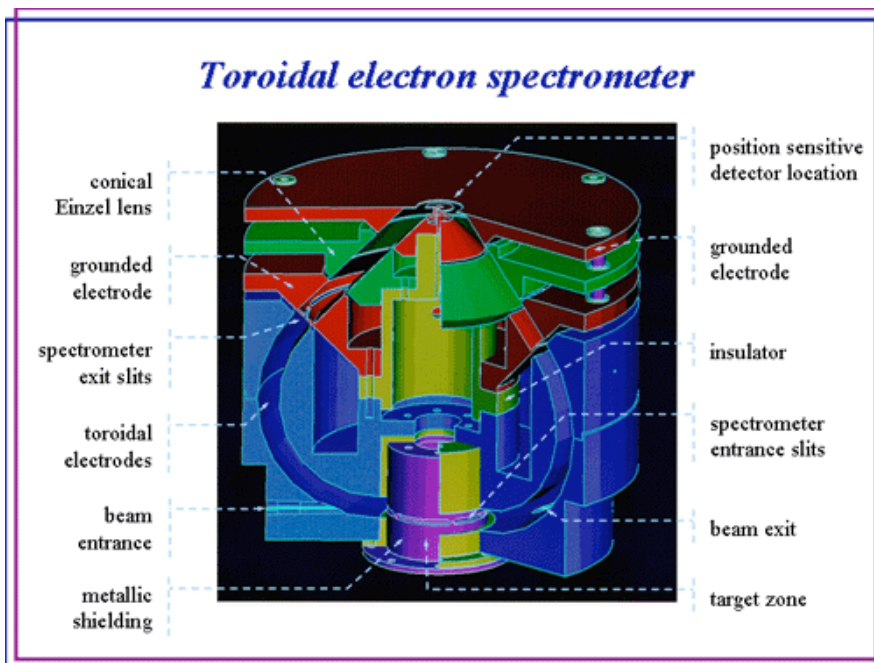


Figura 6.3: Espectrómetro para medir electrones δ .

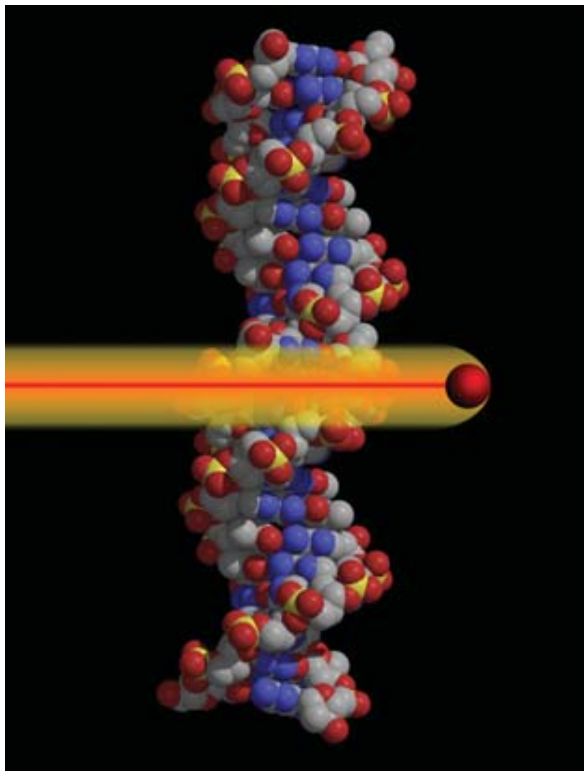


Figura 6.4: Ruptura doble de la molecula de ADN por radiación directa

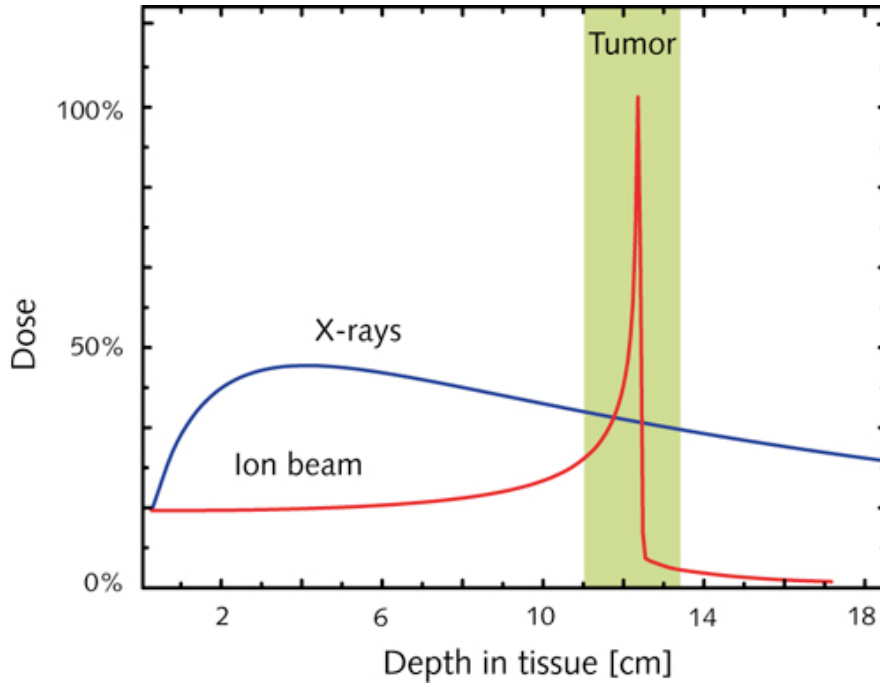


Figura 6.5: Comparación del LET de fotones e iones de C

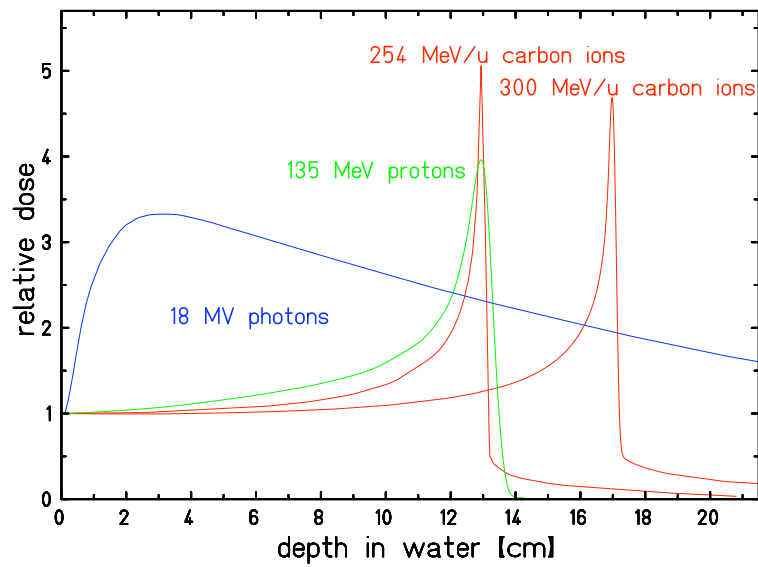


Figura 6.6: Dosis de diferentes iones y fotones en función de la profundidad en agua.

Otro parámetro fundamental para las partículas cargadas pesadas es el LET, que es esencialmente el poder de frenado de la Física Nuclear, pero medido en unidades de $\text{kev}/\text{m}\mu$. Es decir, el poder de frenado másico usualmente utilizado en Física Nuclear multiplicado por la densidad. El LET aumenta cuando la velocidad de la partícula disminuye presentando el característico pico de Bragg.

Se encuentra que en las trayectorias de iones pesados existen unos radios r_{min} y r_{max} tales que la distribución radial de la dosis se puede parametrizar como

$$D(r) = \begin{cases} \frac{\lambda LET}{r_{min}^2} & r < r_{min} \\ \frac{\lambda LET}{r^2} & r_{min} < r < r_{max} \\ 0 & r > r_{max} \end{cases}$$

El valor máximo del radio $r_{max} = \gamma E^\delta$ satisface con $\gamma = 0,05$ y $\delta = 1,7$ y está determinado por el alcance de los electrones más energéticos producidos por la partícula primaria.

6.1.5. Curvas de supervivencia y eficiencia radiobiológica

Un concepto esencial es el de curva de supervivencia. Las curvas de supervivencia representa la fracción de células que sobreviven (es decir que siguen siendo activas para la reproducción) en función de la dosis recibida. Las curvas de supervivencia se pueden medir *in vitro* y *in vivo*. In vitro se cultivan células a 37° y posteriormente, cuando se han formado suficientes colonias se someten a radiación y se cuentan las colonias activas. In vivo se desarrollan tumores en animales de laboratorio y se irradian. Las curvas de supervivencia dependen del tipo de célula y de la partícula y energía de la radiación ionizante. También dependen de la etapa de la vida de la célula, como veremos más adelante.

El modelo más sencillo que posemos pensar de curvas de supervivencias es un modelo donde la fracción de células que se inactivan es proporcional a la dosis recibida. En este modelo

$$dN = \frac{N}{D_0} dD$$

donde D_0 se denomina dosis media letal, y es el único parámetro del modelo. El resultado de integrar la anterior ecuación es

$$N = N_0 e^{-D/D_0} \quad (6.1)$$

Una justificación de este modelo es suponer que una trayectoria basta para matar a la célula. Si el volumen de una célula es v y el número de trayectorias por unidad de volumen es n_t , el promedio de trayectorias en el volumen celular es $n_t v$. El número de trayectorias por unidad de volumen es igual a la dosis dividida por la densidad y la energía promedio de cada trayectoria

$$n_t = \frac{D}{\rho e_t} = \alpha D$$

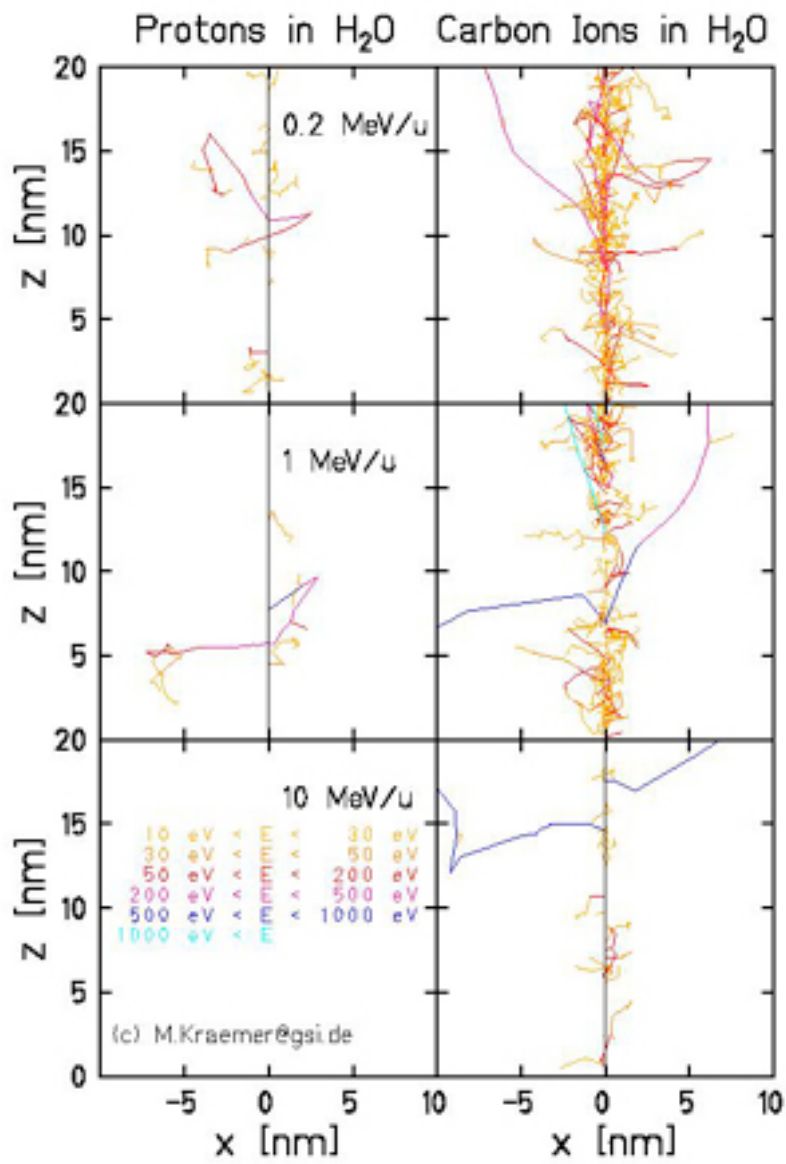


Figura 6.7: Trayectoria de iones en materia

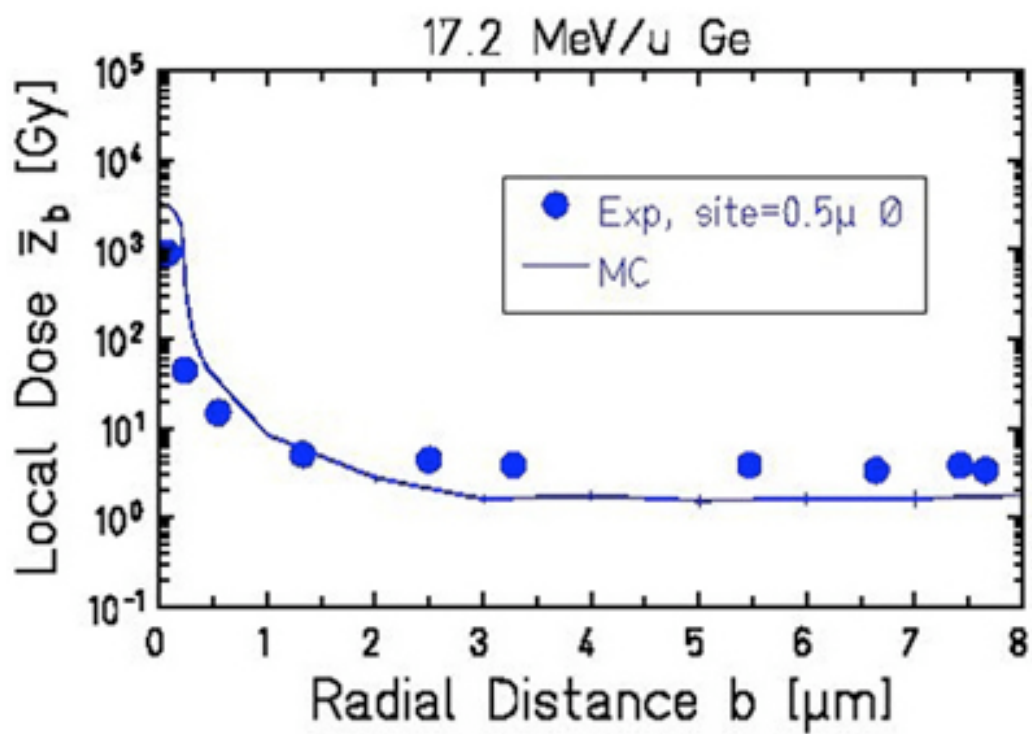


Figura 6.8: Distribución radial de la dosis

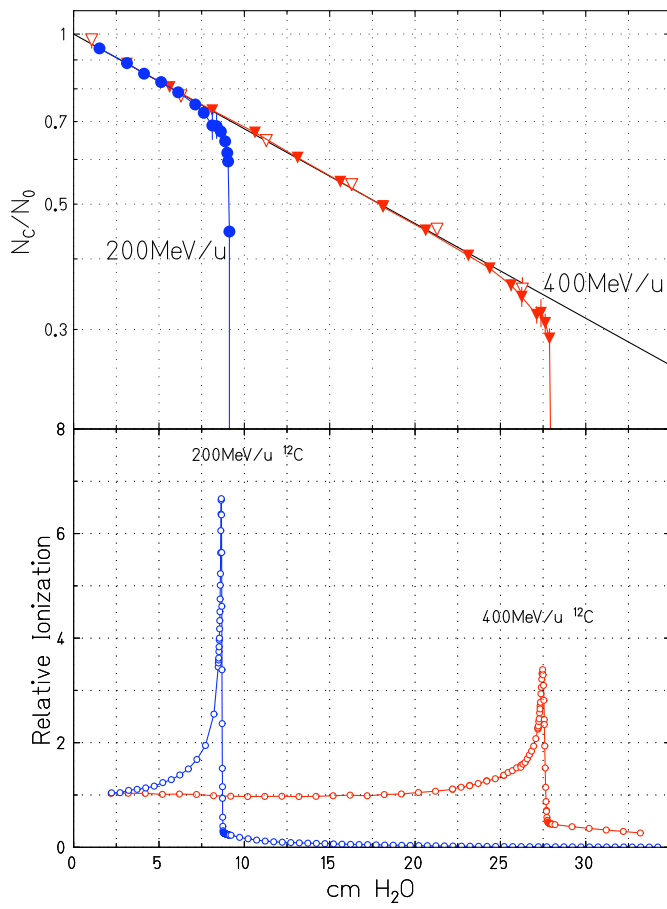


Figura 6.9: Atenuación y curvas de Bragg

Como el número de trayectorias en un volumen determinado satisface la distribución de Poisson, la probabilidad de que no haya ninguna trayectoria en el volumen celular, que es igual a la probabilidad de supervivencia, es

$$P_0 = \exp(-\alpha D)$$

con lo que obtenemos la ecuación 6.1 con $D_0 = 1/\alpha$.

Este comportamiento sólo se observa en la práctica para partículas altamente ionizantes, mientras que para rayos γ y partículas de baja energía lo que se observa es un comportamiento que se describe aproximadamente por la ley

$$N = N_0 e^{-(D-D_q)/D_0} \quad (6.2)$$

donde D_q es una dosis umbral por debajo de la cual no se observa inactivación. En la figura 6.10 se observan estos dos comportamientos en el caso de haces de rayos X e iones de C. Estos dos comportamientos corresponden a las situaciones en las que un sólo impacto produce la inactivación (modelo single hit) y varios impactos son necesarios para producir la inactivación (modelo multi hit). Es intuitivo que las partículas altamente ionizantes producirán la inactivación más fácilmente con un sólo impacto. Vamos a ver en más detalle el modelo de impacto múltiple. En este modelo la probabilidad de sufrir al menos un impacto con una dosis D es

$$P' = 1 - e^{-D/D_0}$$

y por lo tanto la probabilidad de sufrir al menos n impactos es

$$P'_n = (1 - e^{-D/D_0})^n$$

Por lo tanto la probabilidad de sufrir menos de n impactos es

$$P_n = \left(1 - (1 - e^{-D/D_0})^n\right)$$

La curva de supervivencia si hacen falta al menos n impactos para inactivarla es por lo tanto

$$N = N_0 \left(1 - (1 - e^{-D/D_0})^n\right)$$

Si desarrollamos en serie la potencia tenemos en primer orden en n

$$N = N_0 n e^{-D/D_0}$$

por lo que, comparando con el modelo empírico 6.2, tenemos la relación

$$n = e^{D_q/D_0}$$

El significado de la dosis umbral D_q es por lo tanto el logaritmo del número de impactos necesarios para inactivar una célula multiplicado por la dosis media letal

$$D_q = D_0 \ln n$$

El modelo multiblancos tiene como característica que la pendiente dN/dD es nula en el origen si $n \neq 1$, lo que no corresponde a la realidad en todos los casos. Otro modelo de curva de supervivencia frecuentemente empleado para tener en cuenta la necesidad de varios impactos para inactivar las células y que no tiene pendiente nula en $D = 0$ es el modelo lineal-cuadrático o modelo $L - Q$

$$N = N_0 \exp -(\alpha D + \beta D^2)$$

Este modelo se justifica suponiendo que la radiación produce sublesiones que pueden interaccionar para producir una lesión letal si ambas sublesiones están suficientemente cerca.

6.1.6. Eficiencia radiobiológica

Las curvas de supervivencia para diferentes partículas permite definir el concepto de eficiencia radiobiológica (RBE) de cada tipo de radiación. La RBE se define con respecto de una radiación patrón, tomada usualmente como rayos X de 100 keV, para los que existe abundante información. La eficiencia radiobiológica de una radiación R se puede definir para cualquier efecto determinado X como:

$$RBE(X, R) = \frac{\text{Dosis radiación de referencia necesaria para producir el efecto } X}{\text{Dosis radiación } R \text{ necesaria para producir el efecto } X}$$

Por ejemplo, en la figura 6.10, la RBE de un haz de C a 11 A · MeV para conseguir una supervivencia del 0.1 es 4.1, mientras que si el efecto buscado es la supervivencia del 1 %, el RBE 3.4. La dosis física necesaria para producir un efecto biológico determinado es la dosis necesaria para producir dicho efecto por la radiación de referencia dividida del RBE.

6.1.7. Sección eficaz de activación, mutación y ruptura de ADN

Un concepto próximo al de curva de supervivencia es el de sección eficaz de inactivación. Este concepto es similar al de sección eficaz en Física Nuclear, pero en el que los sucesos que se miden son inactivaciones de células. Esta sección eficaz se mide en μm^2 . Cuando coincide con la sección geométrica de la célula, significa que un sólo impacto de la radiación inactiva la célula.

Se define la fluencia Φ como el número de partículas incidentes por unidad de área. Si tenemos n tipos de blanco con secciones eficaces σ_i y distribución de frecuencias $h(\sigma_i)$, la probabilidad de que haya blancos con ningún impacto (que sobrevivan) es

$$P(0) = \sum_{i=1}^n h(\sigma_i) e^{-\sigma_i \Phi}$$

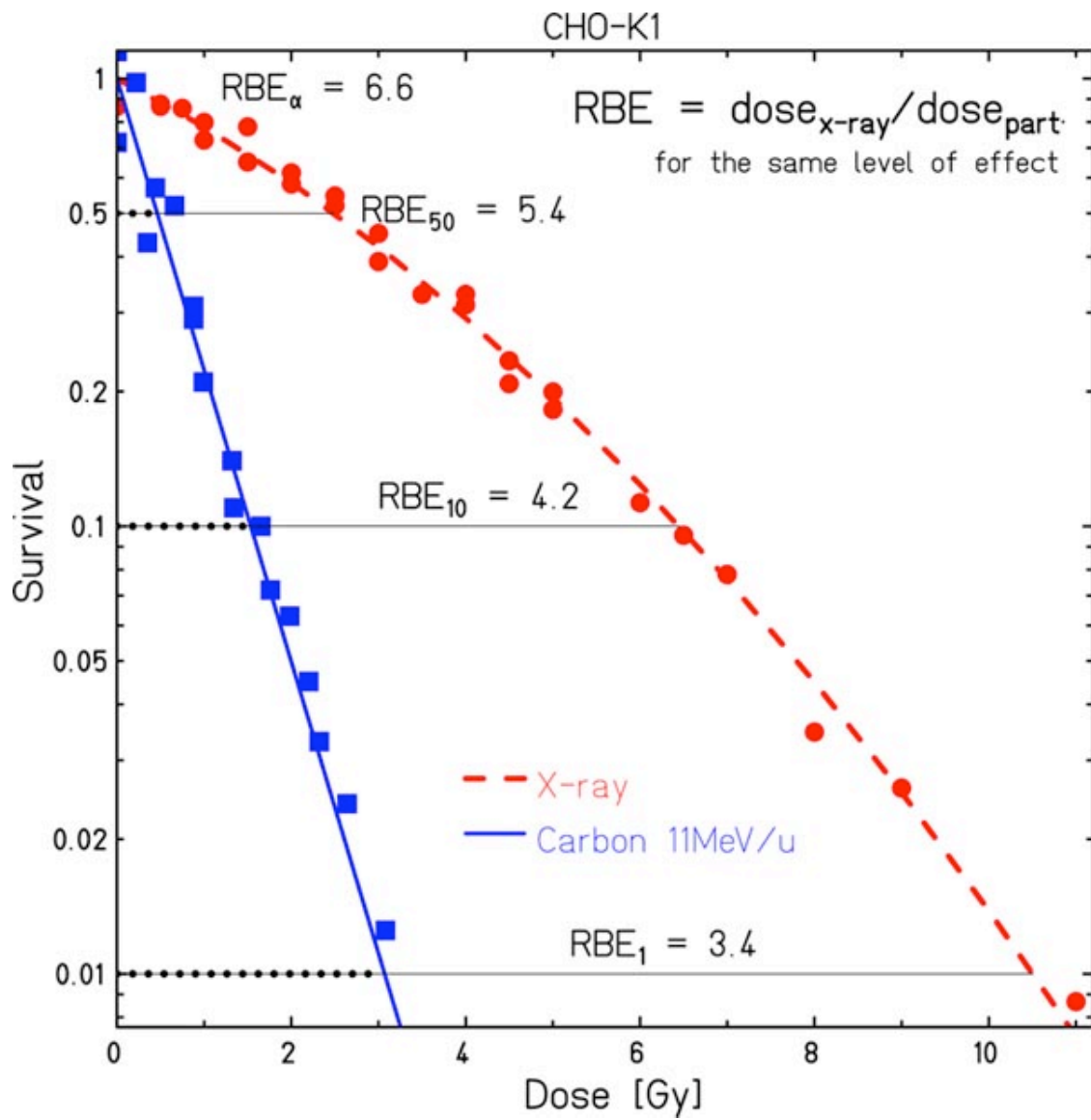


Figura 6.10: Curvas de supervivencia para rayos X e iones pesados

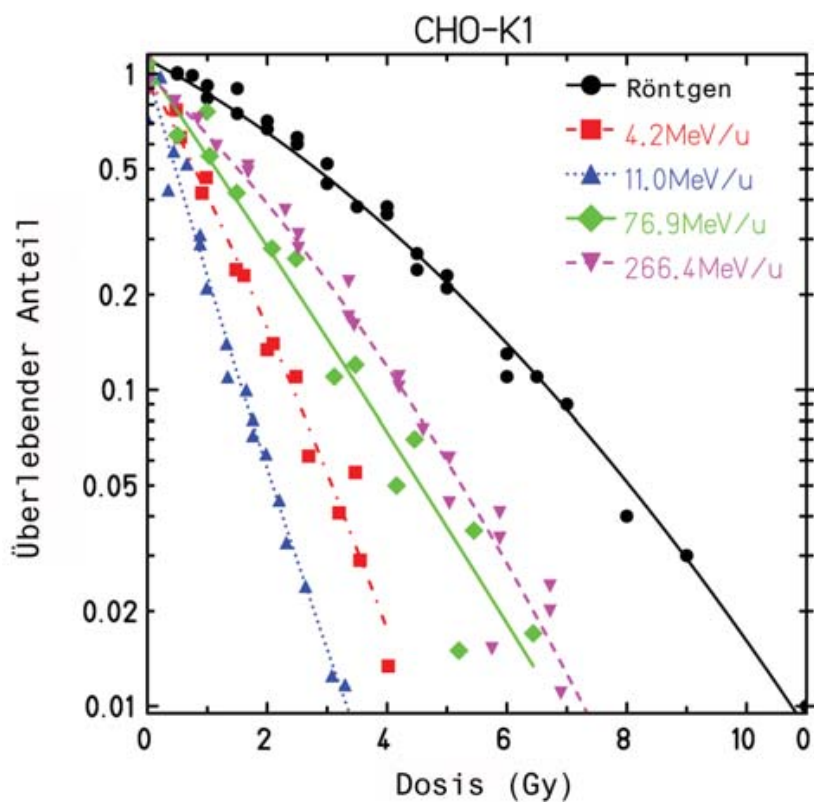


Figura 6.11: Curvas de supervivencia para diversas partículas

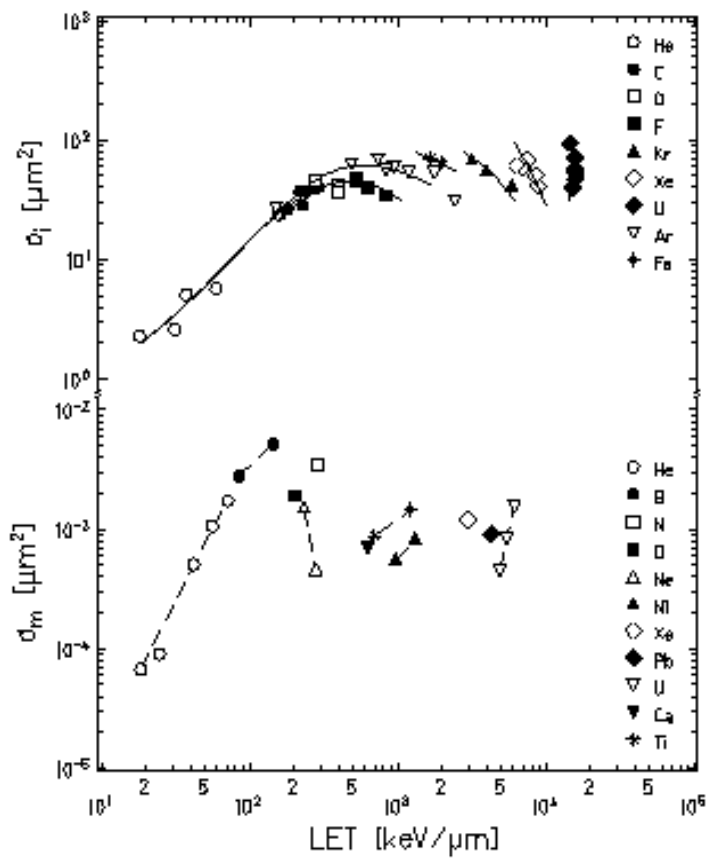


Figura 6.12: Secciones eficaces de inactivación y mutación

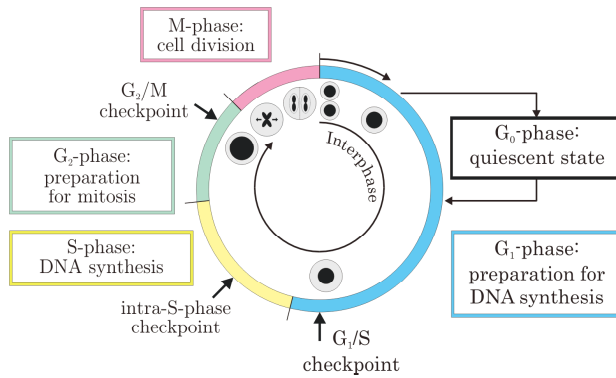


Figura 6.13: Fases celulares

La sección eficaz σ_i es una sección eficaz efectiva que suele ser inferior al área transversal geométrica.

6.1.8. Curvas de supervivencia y fases celulares

Las curvas de supervivencia dependen no sólo del tipo de célula de que se trate sino también de la fase en la que se encuentra la célula. En la figura 6.13 se muestra un esquema de estas fases: G_0 o fase de reposo, G_1 o fase de preparación para la síntesis de ADN, fase S o de síntesis de ADN, fase G_2 o de preparación para la meiosis y fase M de meiosis o división celular. Las curvas de supervivencia son distintas en cada una de estas fases, pero la variación de la curva depende del tipo de células. Algunas células son más sensibles a la radiación en la fase S, otras en la M y otras en una de las fases G. El resultado de una irradiación es el de eliminar las fases más sensibles a la radiación, produciendo una sincronización de la fase de las células supervivientes. Sin embargo el tiempo de evolución de una fase a otra no es idéntico para todas las células, por lo que se produce al cabo de un tiempo una *redistribución* de las fases. Este hecho se utiliza en radioterapia fraccionando la dosis total en diversas fracciones separadas un intervalo de tiempo suficiente como para que se produzca una redistribución. Para calcular la efectividad del fraccionamiento de la dosis, aparte de la redistribución hay que tener en cuenta la *replacación* que se produce con el tiempo. El espaciamiento temporal de las fracciones debe de ser tal que se produzca una redistribución sin replacación apreciable. Otro efecto que juega en contra del fraccionamiento es el hecho de que las células pueden reparar el ADN mediante enzimas. El tiempo característico de *reparación* es de horas, por lo que este efecto debe de ser tenido también en cuenta en el fraccionamiento. En la Fig. 6.14 se muestran trazas de partículas parcialmente reparadas. Redistribución, reparación y replacación son tres aspectos claves a tener en cuenta a la hora de fraccionar las dosis.

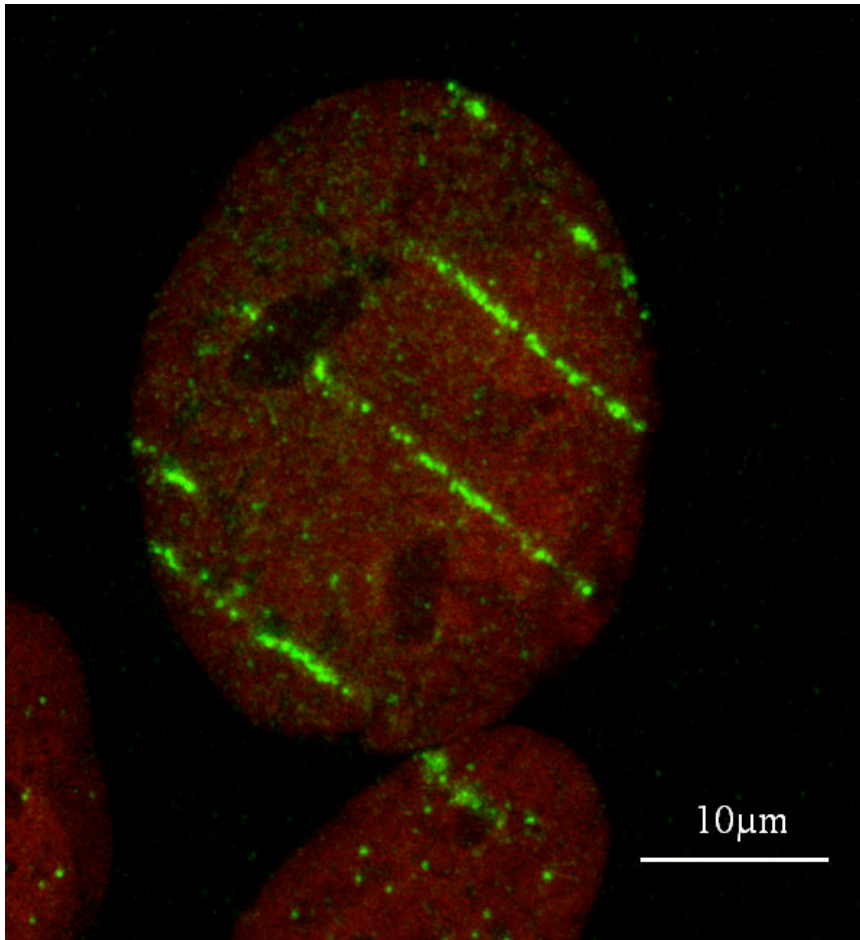


Figura 6.14: Reparación de ADN

6.1.9. El efecto de oxígeno

El oxígeno juega también un papel clave en la efectividad de la radiación ionizante para inactivar las células. Se encuentra que el cociente de células que sobreviven en ausencia de oxígeno y presencia de oxígeno es una constante superior a la unidad, independientemente de la dosis. Se define el OER (Oxygen Enhancement Ratio) como

$$OER = \frac{\text{dosis en } N_2 \text{ para fracción de supervivencia } f}{\text{dosis en } O_2 \text{ para fracción de supervivencia } f}$$

El cociente de las dosis en presencia y ausencia de oxígeno que producen una fracción de supervivencia dada es también una constante. La razón de la resistencia de ciertos tumores a la radiación es la falta de oxigenación. La *reoxigenación* es el cuarto factor que interviene en la efectividad del fraccionamiento de la dosis.

6.1.10. Radioterapia y curación de tumores

Para conseguir la curación de un tumor es necesario que no sobreviva ninguna célula cancerosa. Si en un tumor tenemos N_0 células cancerosas, la dosis terapéutica tiene que ser tal que sobrevivan en promedio menos de una célula. Si N_0 está comprendido entre 10^{T-1} y 10^T , habrá que utilizar una dosis terapéutica D_T de forma que la fracción de células que sobreviven sea por lo menos

$$\frac{N}{N_0} = 10^{-T}$$

con lo que obtenemos la condición que determina la dosis terapéutica mínima

$$10^{-T} = e^{-\frac{D_T - D_q}{D_0}}$$

o lo que es lo mismo

$$D_T = D_q + 2,30 \cdot T D_0$$

La fracción de células que sobreviven en promedio es

$$a = \frac{N_0}{10^T}$$

Como el número de células que sobreviven satisface una distribución de Poisson, la probabilidad de que sobrevivan k células es

$$P_k = \frac{a^k e^{-a}}{k!}$$

La probabilidad de curación P_{cur} es la probabilidad de que no sobreviva ninguna, y viene dada por lo tanto por

$$P_{cur} = P_0 = e^{-a}$$

Podemos pensar que lo adecuado es aplicar una dosis de forma que a sea muy pequeño. Sin embargo, a partir de una dosis determinada, la probabilidad de que aparezcan complicaciones ligadas al daño causado por la radiación es inaceptable. Se define el factor terapéutico para una dosis terapéutica D_T como la relación entre la probabilidad de curación y la probabilidad de complicaciones P_{comp}

$$R_T(D_T) = \frac{P_{cur}(D_T)}{P_{comp}(D_T)}$$

Otra magnitud equivalente es el cociente terapéutico CT entre la dosis D_2 que produce complicaciones mortales en un 50% de los casos y dosis D_1 necesaria para producir una curación con el 50% de probabilidad

$$CT = \frac{D_2}{D_1}$$

Si esta relación es inferior a la unidad el tratamiento por radioterapia no es aconsejable.

Como las complicaciones dependen de la cantidad de tejido sano dañado por la radiación es evidente de que si se logra concentrar la dosis en los tejidos cancerígenos evitando dañar los sanos el cociente terapéutico aumentará considerablemente.

6.1.11. Radioterapia con iones pesados

En el pasado sólo se conocía la forma aproximada del tumor mediante cañeras con rayos X. Actualmente se puede conocer mediante tomografía de rayos X asistida por ordenador (CT), Positron Electron tomography (PET) y resonancia magnética nuclear (RMN) la forma y volumen de un tumor con precisión milimétrica. Como la densidad de cada punto del tumor es también conocida, esto permite evaluar con gran precisión la dosis que debe recibir cada punto del tumor.

La posibilidad de aplicar dosis en zonas de volumen reducidas ha generado el concepto de *microdosimetría*, en el que no se realiza una irradiación global del tumor junto con tejidos circundantes sino que el tumor se divide en fracciones de volumen separadas, a las que se le aplica individualmente la dosis correspondiente.

Para que la dosimetría sea aplicable no basta con el conocimiento espacial del tumor, sino que hay que medir con precisión las curvas de supervivencia del haz de radiación empleado. Esta labor se ha realizado en el GSI para haces de protones e iones pesados a las energías adecuadas para el tratamiento. El conocimiento de las curvas de supervivencia y la eficiencia radiobiológica de la radiación permite evaluar con precisión la dosis física que es necesario aplicar en cada zona del tumor. El tumor se divide en píxeles de volumen o voxels, y a cada voxel se le asigna una dosis.

Uno de los aspectos importantes es el método en el que se aplica la dosis a diferentes profundidades. Si se quiere utilizar un haz de energía fija, la única forma de controlar la profundidad a la que se encuentra el pico de Bragg es mediante absorbente pasivos que absorben parte de la energías. En el pasado se utilizaron absorbentes pasivos y compensadores en forma de elipsoides para modular la dosis recibida por cada voxel, manteniendo fija la energía del haz. Sin embargo este procedimiento genera fragmentación del haz y dispersión lateral. Además el haz se atenúa con el espesor de materia atravesado. El método que se sigue hoy día es dividir el blanco en capas y variar la energía del haz cuando se trata cada capa, de forma que el máximo de la curva de Bragg se encuentre justamente en esa capa. Con imanes rápidos se mueve el haz de forma que se cubra toda la superficie de la capa, haciendo varios barridos para promediar cualquier inhomogeneidad del haz. A cada punto se le asigna un RBE que convierte la dosis física en dosis biológica, que tiene en cuenta la energía y la composición del haz, que está contaminado de fragmentos a profundidades apreciables así como la naturaleza del tejido. Primero se tratan las capas más profundas y se calcula on-line la dosis que debe de ser sustraída de las capas exteriores debido a las colas de las curvas de Bragg. Esto se realiza on-line de forma que a cada voxel se le distribuya la dosis biológica prevista.

El desarrollo de la terapia con hadrones ha requerido la realización de un gran número de aparatos necesarios para su aplicación. En la Fig. 6.18 se muestra una máscara utilizada para la inmovilización del paciente.

6.1.12. Resultados clínicos

El tratamiento con iones pesados a varios centenares de pacientes tratados en el GSI revela una probabilidad de curación mucho más elevada que la obtenida mediante radioterapia tradicional. Se han publicado resultados para dos tipos de tumores:

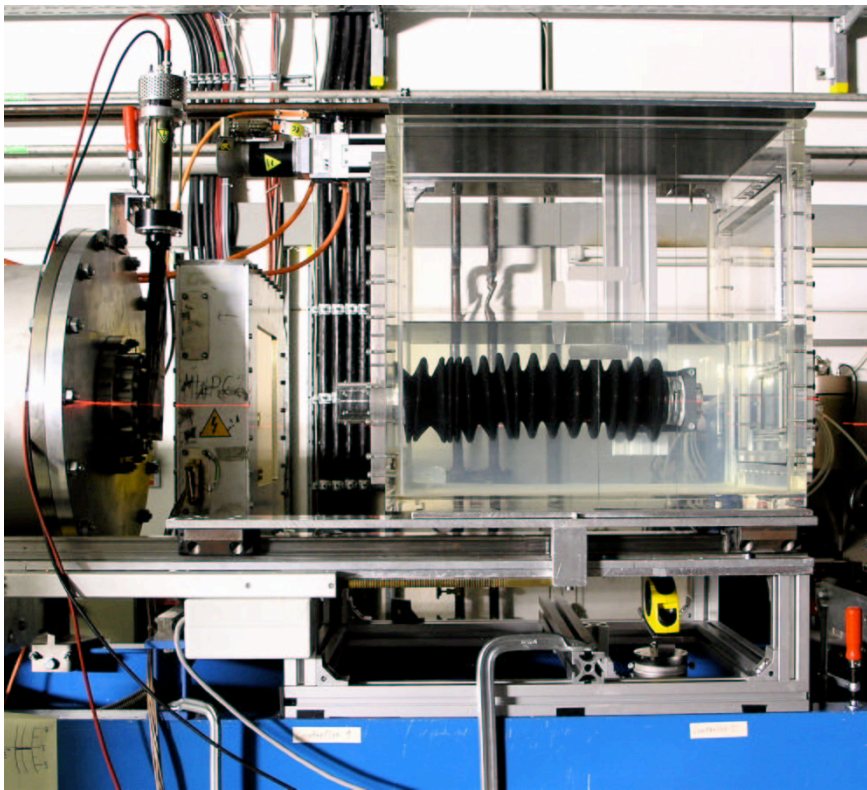
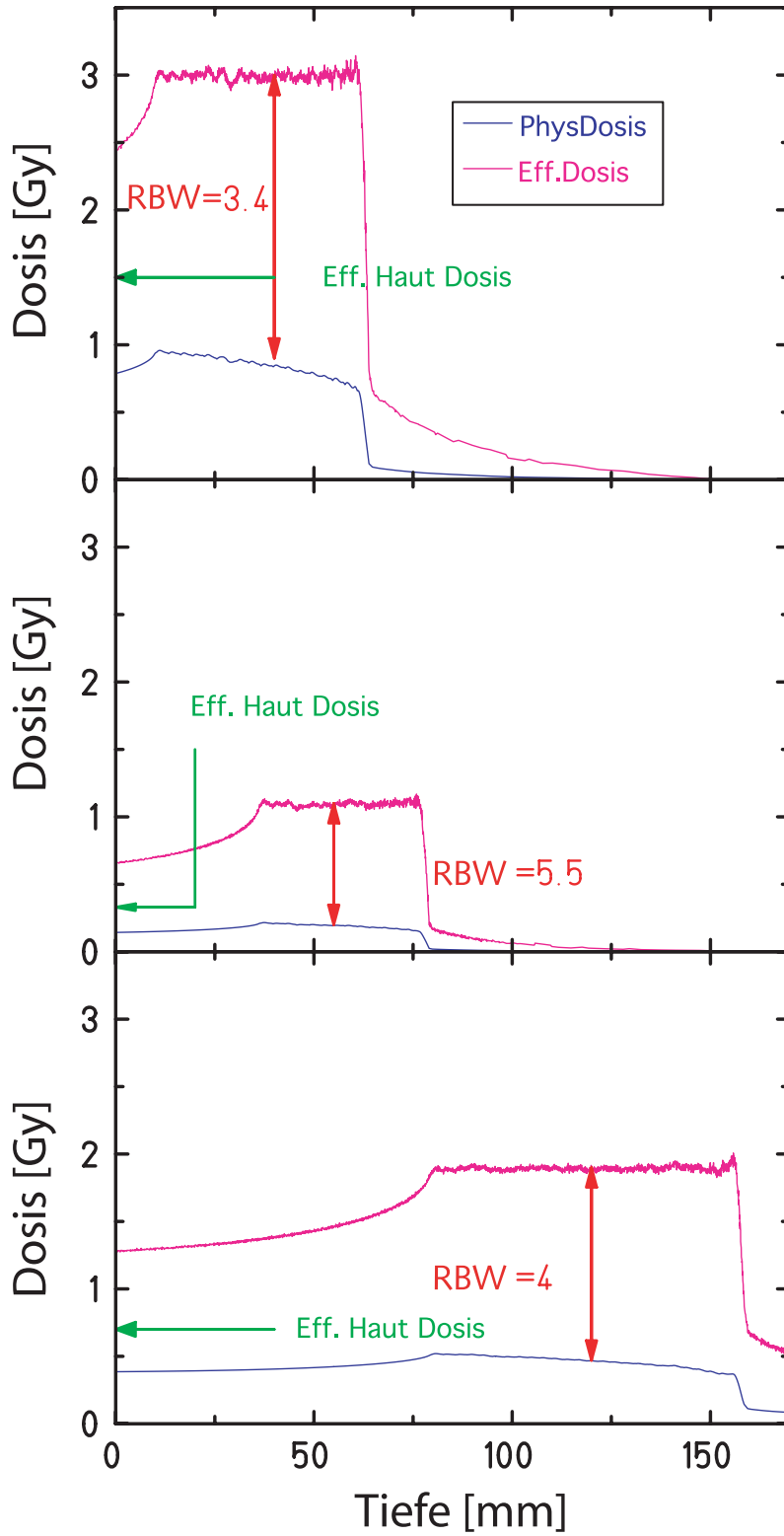


Figura 6.15: Absorbente pasivo de radiación

Chordome / Gehirn



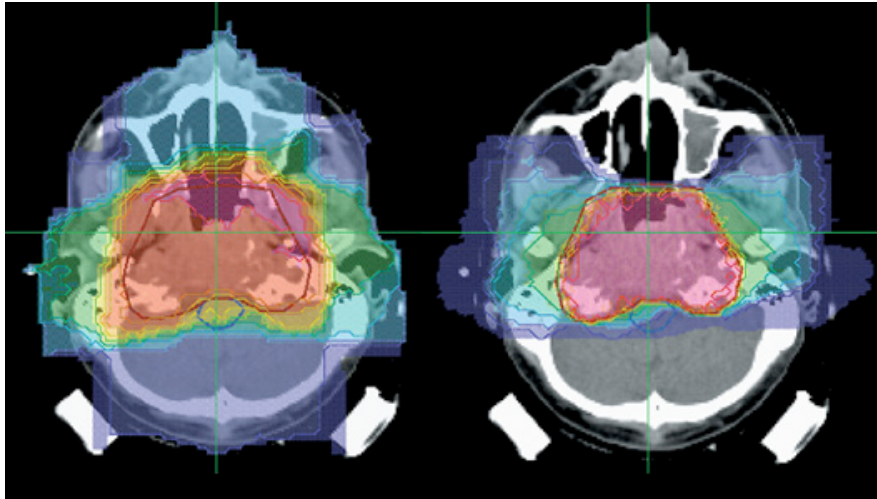


Figura 6.17: Iones y fotones

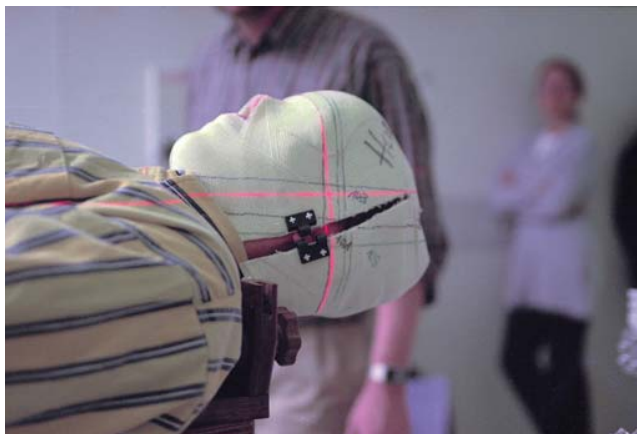


Figura 6.18: Posicionamiento paciente

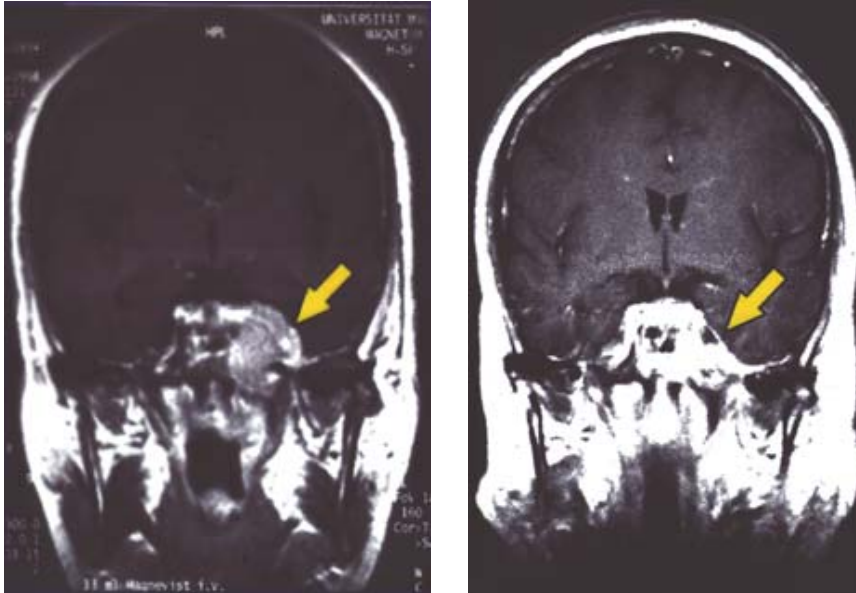


Figura 6.19: Reducción de tumor

Indikation	Endpoint	Ergebnisse Photonen	Ergebnisse Ionen -NIRS-	Ergebnisse Ionen -GSI-
Nasopharynx-Karzinome (Fortgeschrittenes Stadium)	5y-S	45 - 50 %	63 %	
Chordome	LCR	30 - 50 %	65 %	74 %
Chondrosarcome	LCR	33 %	88 %	87 %
Glioblastome	AST	12 Monate	16 Monate	
Aderhaut-Melanome	5y-S	95 %	96 % Erhalt d. Augenlichts	
Nasenbenhöhle-tumoren	LCR	21 %	63 %	
Bauchspeicheldrüsen-Karzinome	AST	6,5 Monate	7,8 Monate	
Lebertumoren	5y-S	23 %	100 %	
Speicheldrüsentumoren	LCR	24 - 28 %	61 %	
Weichteil-Karzinome	5y-S	31 - 75 %	52 - 83 %	67 %

LCR: Lokale Kontrollrate
5y-S: 5 Jahres Überleben

PFSR: Überleben ohne Tumorwachstum
AST: Mittlere Überlebenszeit

Figura 6.20: Tabla resultados clinicos

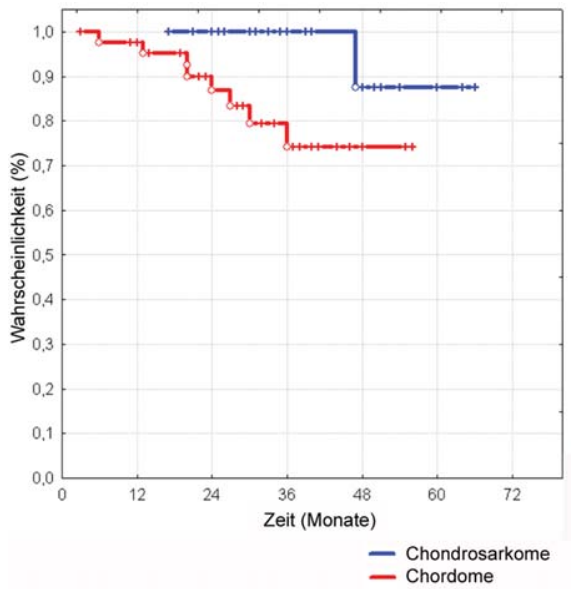
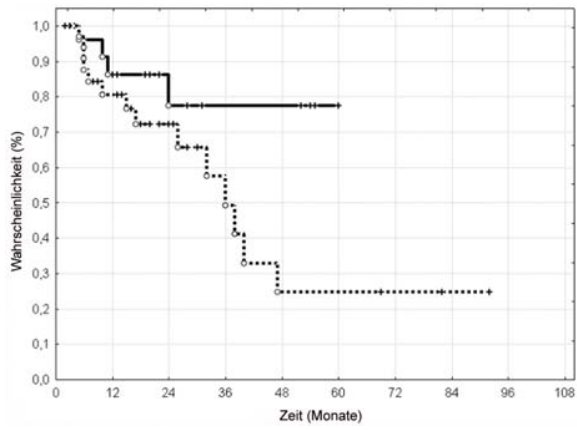


Figura 6.21: Resultados Clinicos