



GRUP  
ONCOLÒGIC  
CATALÀ  
OCCITÀ

8a REUNIÓ ANUAL

# PONÈNCIES I COMUNICACIONS LLIURES

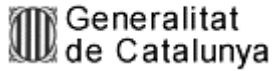


LLEIDA  
17 i 18 de novembre de 2000

# COL·LABORADORS



Ajuntament de Lleida



Diputació de Lleida

<b>AMERSHAM</b>	<b>PRASFARMA</b>
<b>ASTRA ZENECA</b>	<b>SCHERING - PLOUGH</b>
<b>ELEKTA</b>	<b>SIEMENS</b>
<b>ESTEVE</b>	<b>SIGMA MICRO</b>
<b>IPSEN PHARMA</b>	<b>SMITHKLINE - BEECHAM</b>
<b>JANSSEN – CILAG</b>	<b>SURGEST MEDICAL</b>
<b>NCA ELECTROMEDICINA</b>	<b>TEDEC – MIEJI FARMA</b>
<b>NOVARTIS</b>	<b>TFM</b>
<b>OTC</b>	<b>VARIAN</b>
<b>PHARMACIA</b>	

# PROGRAMA

*Divendres, 17 de novembre*

**8:00 – 9:00 Acolliment**

**9:00 – 9:15 Inauguració**

**9:15 – 10:15 Col·laboracions Internacionals**

**President: N. Daly-Schweitzer**

**Moderador: A. Valls**

- **Xina. J.B. Dubois**
- **Bolívia. L. Anglada**
- **Hondures. J. Pera**
- **Indonèsia. P. François**

**10:15 – 10:45 Cafè – Visita Exposició Tècnica**

**10:45 – 12:15 Formació Continuada**

## Metges i Físics

**President: M. C. Lizuaín**

**Moderador: J.B. Dubois**

- **Metàstasis cerebrals. S. Villà**
- **Les xarxes informàtiques en radioteràpia. R. Delard**
- **Braquiteràpia intracoronària. R. Orecchia.**
- **Quimioradioteràpia en càncer de cèrvix. A. Biete**

## Tècnics

**President: D. Verdier**

**Moderador: X. Domènech**

- **Conseqüències de la RT sobre la fertilitat. J. M. Bachaud**
- **Les xarxes informàtiques en radioteràpia. D. Escamilla**
- **PDR en braquiteràpia. S. Delmas**
- **Dosimetria “in vivo”. D. Ollé – E. Pérez**

**12:15 – 13:15 Conferència Magistral. Tema: Mama. Innovacions en el tractament conservador**

**Moderador: F. Guedea**

**Conferenciant: Roberto Orecchia**

**13:15 – 13:30 Discussió i preguntes**

**13:30 – 15:00 Dinar**

**15:00 – 17:30 Sessió plenària. Càncer de pròstata**

**President: J. Craven- Bartle**

**Moderador: M. Hay**

- **Cirurgia radical. J. Guajardo**
- **RT postoperatòria. J.M. Bachaud**
- **Braquiteràpia Intersticial.**
  - Tècnica Preplanning. P. Fernández**
  - Tècnica Postplanning. A. Polo**
- **RT externa i hormonoteràpia. J.B.Dubois**
- **RT externa conformacional. I. Petschen**
- **Aportació de la intensitat modulada a la RT externa conformacional. A.Castel**
- **Ús de l'estronci o samari radioactius en les metàstasis del càncer de pròstata. H. Collet**

**Taula rodona**

**17:30 – 18:00 Cafè – Visita Exposició Tècnica**

**18:00 – 19:00 Simposium. Xarxes Informàtiques aplicades a RT.**

**Moderadors: F. Moreno – J. Quera**

**Amb la col·laboració de: Varian, Siemens,  
Sigma Micro, TFM i Elekta.**

**21:00 Sopar de gala**

## *Dissabte, 18 de novembre*

**8:00 – 9:00 Assemblea general**

**9:00 – 11:00 Comunicacions lliures**

### **Metges i Físics**

**President: M. Ribas**

**Moderador: R. Bodi**

### **Tècnics**

**President: M. Macià**

**Moderador: S. Delmas**

**11:00 – 11:30 Cafè – Visita Exposició Tècnica**

**11:30 – 11:45 Presentació Associació Tècnics**

**X. Doménech, M<sup>a</sup> José Simó**

**11:45 – 12:15 Treballs en curs**

**Moderadors: S. Villà – T. Eudaldo**

**12:15 – 12:45 Comunicació especial. F. Guedea**

**12:45 – 13:00 Cloenda**

# INDEX

<b>Ponències.....</b>	<b>5</b>
➤ Col·laboracions Internacionals .....	6
• Bolívia. L. Anglada.....	6
• Hondures. J. Pera.....	7
➤ Formació continuada .....	8
• Metàstasis cerebrals. S. Villà .....	8
• Les xarxes informàtiques en radioteràpia. R. Delard.....	12
• Quimioradioteràpia en càncer de cèrvix. A. Biete .....	16
• Conseqüències de la RT sobre la fertilitat. J. M. Bachaud .....	17
• Les xarxes informàtiques en radioteràpia. D. Escamilla.....	18
• PDR en braquiteràpia. S. Delmas.....	19
• Dosimetria “in vivo”. D. Ollé – E. Pérez .....	21
➤ Sessió plenària. Càncer de pròstata.....	25
• Cirurgia radical. J. Guajardo .....	25
• RT postoperatòria. J.M. Bachaud .....	28
• Braquiteràpia Intersticial. Tècnica Preplanning. P. Fernández .....	29
• RT externa conformacional. I. Petschen.....	31
• Aportació de la intensitat modulada a la RT externa conformacional. A.Castel .....	34
• Ús de l’estrónci o samari radioactius en les metàstasis del càncer de pròstata. H. Collet .....	75
➤ Simposium. Xarxes Informàtiques aplicades a RT.	
• Red Varis .....	77
• Lantis.....	78
• Sistema DIC .....	79
<b>Comunicacions lliures.....</b>	<b>81</b>
➤ Metges i Físics.....	82
➤ Tècnics.....	92
➤ Conjunts .....	100
➤ Treballs en curs .....	109
➤ Comunicació especial. F. Guedea .....	113
➤ Conferència Magistral. Tema: Mama. Innovacions en el tractament conservador. R. Orecchia.....	116
➤ Braquiteràpia Intersticial. Tècnica Postplanning. A. Polo.....	117
➤ Braquiteràpia intracoronària. R. Orecchia. ....	118
➤ Presentació de l’ACTSR (Associació de Tècnics Superiors en Radioteràpia. ....	119

# PONÈNCIES

**TÍTOL: COOPERACIÓ. RADIOTERÀPIA A BOLÍVIA**

**AUTOR: LLUÍS ANGLADA TORT**

**HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN DE REUS**

---

Durant els mesos d'octubre i novembre de l'any passat es va realitzar una col·laboració amb els Hospitals de La Paz (Bolívia) que disposaven de serveis d'oncologia radioteràpica. Aquesta cooperació va estar proposada per l'Agència Espanyola de Cooperació Internacional (AECI) i l'Organització Panamericana de la Salut (OPS).

Es va dur a terme la posada en marxa d'un Simulador. Així mateix, es va establir un conveni de cooperació amb un altre hospital per a la utilització del TAC. Es van fer diverses conferències sobre càncer de mama i ginecològic. Es va assistir com assessor als inicis del "Plan Oncológico Nacional" i finalment es va elaborar un informe amb l'estat actual de l'oncologia radioteràpica i necessitats de futur.

## **ESTADA DE TREBALL A SUDÀMERICA**

**Joan Pera. Servei d'Oncologia Radioteràpica. Institut Català d'Oncologia. Hospitalet de Llobregat (Barcelona).**

Entre 1996 i 1999 he viatjat com a assessor a Sudàmerica, (Uruguay, Honduras i Ecuador), per encàrrec de diverses Institucions.

He fet aquests viatges en col·laboració amb físics i infermers, formant part d'equips multidisciplinaris d'assessorament.

He col·laborat en posar en marxa unitats de braquiteràpia ginecològica i en avaluar serveis d'Oncologia Radioteràpica.

En aquestes estades m'he sentit com un col·lega apreciat amb una gran col·laboració mútua, però també, alguna vegada com un intrús no desitjat.

Hi ha una certa discordança entre els encàrrecs rebuts per les Institucions que fan l'encàrrec i les expectatives de la gent que hem visitat.

Així mateix hem trobat una discordança entre la tecnologia que instal·làvem i la possibilitat de mantenir-la.

He après moltes coses i n'he ensenyat unes poques, sobre aquestes experiències parlaré.

## **MANEJO DE LAS METASTASIS CEREBRALES**

**Salvador Villà. Oncología radioterápica. Institut Català d'Oncologia. 08907 Hospitalet. Barcelona. Julio 2000**

### **Introducción**

Las metástasis cerebrales (MC) son los tumores más frecuentes en el SNC y la complicación asimismo más frecuente en neurooncología. La supervivencia mediana (SM) de los pacientes sintomáticos afectados de metástasis cerebrales es aproximadamente de un mes sin tratamiento, mejora con el tratamiento corticoideo y oscila entre los 3 y 6 meses cuando se añade irradiación holocraneal (IH). La incidencia exacta de metástasis cerebrales es desconocida, aunque aproximadamente un 30% de cánceres producirán metástasis en el SNC. Se ha constatado un aumento de incidencia al observarse pacientes con SM más larga y por ello con riesgo mayor, y por la mejoría en el diagnóstico por neuroimagen. Los tumores más frecuentes tanto en números relativos como absolutos que producen diseminación al SNC son los de pulmón, mama y melanoma.

### **Factores pronósticos en MC**

La edad y el estado general y neurológico antes del tratamiento, y la histología del tumor primario que condiciona la respuesta a la irradiación. La ausencia de neoplasia primaria o una estabilización de larga evolución también condicionan una mejor evolución. La neuroimagen puede ser un indicador indirecto de mejor evolución cuando se compara la respuesta a la RT (Ericson 96, Peterson 99). Un análisis importante para poder estratificar y pronosticar a pacientes con MC viene de distintos ensayos de RTOG con el Recursive Partitioning Analysis (Gaspar 97) en donde, partiendo de varios factores pronósticos, se definen tres clases de pacientes con MC en relación a la SM: clase I con una lesión única, Kf > 70%, edad < 65 años, tumor primario controlado y sin más metástasis sistémicas; clase III: paciente con Kf < 70 %, y clase II sin algún criterio de la clase I.

### **Manejo**

Actualmente el manejo de las MC se centra en tres estrategias terapéuticas principales como son la cirugía, la IH y la radiocirugía (RC) o radioterapia esterotáxica.

La cirugía exclusiva proporciona una rápida resolución de los problemas clínicos derivados de la compresión o efecto de masa de la propia MC, pero el riesgo de fracaso cerebral (recidiva) es de hasta un 85%. La otra indicación básica es conocer la histología en un paciente sin tumor primario conocido.

La combinación de cirugía e IH es mejor que la IH sola (Patchell 90). Los mejores resultados se han dado en pacientes con MC única y de edad joven, pero este grupo sólo significa el 25% del total.

La IH aislada proporciona una mejoría neurológica en el 50-60% de pacientes. La SM es de 3-6 meses. No se han encontrado diferencias significativas en los esquemas de dosis y fraccionamiento analizados. Quizá el esquema más utilizado sea el de 30 Gy en 2 semanas. El hiperfraccionamiento mejora la supervivencia en un subgrupo de pacientes (Murray 97).

Globalmente y comparada con la RC, no hay mejoría de la supervivencia ni del control local de la MC tratada, pero sí que se ha observado una disminución de la probabilidad de nuevas lesiones cerebrales. La IH provoca morbilidad tardía en largos supervivientes.

La RC consigue un control local de hasta un 80-90%. La SM oscila entre 8 y 20 meses. La mortalidad por progresión neurológica es del 20-25%. Es una ventaja en las histologías consideradas “radioresistentes”. No parece que haya diferencias entre cirugía y RC aunque no hay ensayos para evidenciarlas. La supervivencia en pacientes tratados con RC está determinada por el número de MC, el control de la enfermedad extracraneal y el índice de Kf. El tamaño de la MC puede influir en el control local además de la dosis y la localización (peor para localización infratentorial) (Boyd 99). Añadir RC a la IH aumenta el control local y la SM (Kondziolka 99). Pero el tratar con RC exclusiva y no añadir IH hasta la progresión no está demostrado que mejore la SM en estudios randomizados (a la espera de ensayos como el de EORTC 22952)(Pirzkall 98).

### **Conclusiones**

- 1- La cirugía está indicada en la descompresión para mejora de síntomas y para orientación diagnóstica.
- 2- La IH mejora el control cerebral pero provoca efectos secundarios tardíos. En pacientes con posibilidad de larga supervivencia es aconsejable fraccionamiento más bajo y una duración mayor del tratamiento.
- 3- La RC es una buena arma terapéutica pero siguiendo criterios estrictos de inclusión.
- 4- La combinación de RC e IH parece lo más lógico en espera de ensayos aleatorizados en donde se demuestre que RC sola puede ser suficiente.

## **BIBLIOGRAFIA**

Boyd TS, Mehta MP: Stereotactic radiosurgery for brain metastases. *Oncology (Huntington)* 1999, 13:1397-1409.

Coia LR, Aaronson N, Linggood R, et al: A report of the consensus workshop panel on the treatment of brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992, 23:223-227.

Ericson K, Kihlstrom L, Mogard J, et al: Positron emission tomography using 18F-fluorodeoxyglucose in patients with stereotactically irradiated brain metastases. *Stereotactic and Functional Neurosurgery* 1996, S1:214-224.

Gaspar L, Scott C, Rotman M, et al: Recursive partitioning analysis of prognostic factors in three Radiation Therapy Oncology Group brain metastases trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997, 37:745-751.

Kondziolka D, Patel A, Lundsford LD, et al: Stereotactic radiotherapy plus whole brain radiotherapy vs radiotherapy alone for patients with multiple brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999, 45:427-434.

Murray KJ, Scott C, Greenberg HM, et al: A randomized phase III study of accelerated hyperfractionation versus standard in patients with unresected brain metastases: a report of the Radiation Therapy Oncology Group 9104. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997, 39:571-574.

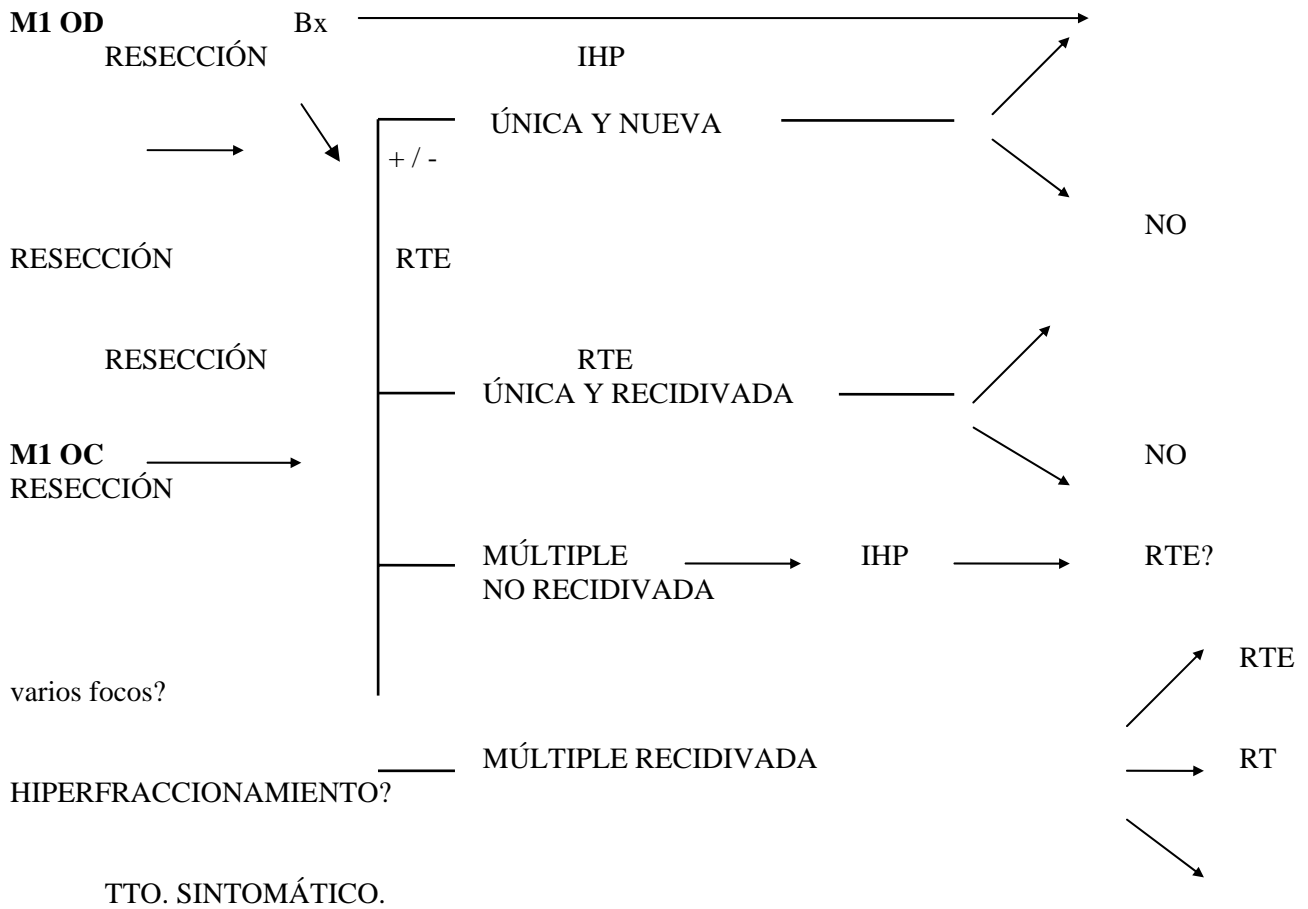
Patchell RA, Tibbs PA, Walsh JW, et al: A randomized trial of surgery in the treatment of single metastases to the brain. *N Engl J Med* 1990, 322:494-500.

Peterson AM, Meltzer CC, Evanson EJ, et al: MR imaging response of brain metastases after gamma knife stereotactic radiosurgery. *Radiology* 1999, 211: 807-814.

Pirzkall A, Debus J, Lohr F, et al: Radiosurgery alone or in combination with whole brain radiotherapy for brain metastases. *J Clin Oncol* 1998, 16:3563-3569.

# METASTASIS CEREBRALES: ARBOL DE DECISION TERAPÉUTICA

Adaptado de: Coia et al, 1992



Abreviaciones:

IHP: Irradiación holocraneal paliativa    RTE: Radioterapia esterotáxica  
 Bx: Biopsia    OC: Origen conocido  
 OD: Origen desconocido

# LES RESEAUX EN RADIOTHERAPIE

R. DELARD , N. AILLERES , M. HAY  
C.R.L.C. MONTPELLIER

La nécessité d'un réseau en radiothérapie est apparue dès les années 80 , le plus souvent avec des réseaux partiels dédiés au contrôle et à l'enregistrement des paramètres machines , à l'établissement du plan de traitement ou à la gestion administrative

L'importance croissante des échanges d'informations nécessaires à la planification et à la réalisation d'un traitement de radiothérapie impose une communication par réseau entre les différents équipements. Il s'élargit à l'ensemble du service de radiothérapie et s'ouvre vers des services extérieurs.

## BESOINS

### Accès en temps réel et partage de nombreuses informations:

- dossier images
- dossier clinique
- dosimétrie
- fiche de traitement
- rendez-vous
- critères d'activités et statistiques ...

### Importance de l'imagerie médicale

Traitement numérique de l'image (W/L,DRR,MPR,3D)  
Multimodalité, fusion  
Imagerie portale

### Contrôle de la réalisation du traitement en temps réel

Diminution des erreurs de transcription  
Diminution des erreurs aléatoires en cours de traitement °  
en tenant compte des tables de tolérance.  
Enregistrement et contrôle des paramètres

### Radiothérapie de conformation

Détermination précise des volume cible et du volume traité  
Transfert des coupes scan vers le TPS

Transfert de la console de simulation virtuelle vers le TPS ( contours , isocentre, champs, blocs, MLC ) .

## **Nouvelles modalités d'irradiation( IMRT )**

Nombreuses coupes scan

Transfert de fichier vers l'accélérateur pour la mise en forme des champs avec les positions des lames, leur vitesse de déplacement, les variations de fluence.

## **Qualité du traitement**

Grande quantité d'informations anatomiques grâce à l'imagerie multimodale

Partage de l'information entre experts et utilisateurs

Comparaison de l'image portale avec la DRR de référence en provenance de la simulation virtuelle.

## **Accueil et Prise de rendez vous**

Déclaration administrative du patient

Consultations et révisions

Planning des salles de simulation

## **Ouverture vers l'extérieur du service de radiothérapie**

SIH et dossier médical

Centralisation des indices d'activités ,PMSI avec études des coûts

Système de facturation

Comparaison inter-établissements des essais thérapeutiques

Echanges avec des experts extérieurs

## **Archivage des données**

Sauvegarde quotidienne sur le serveur dédié radiothérapie

Sauvegarde du dossier patient sur la base de données du réseau

## **CONTRAINTES**

### **Hétérogénéité des systèmes existants**

Peu de machines sont compatibles

Formats propriétaires pour la gestion des données et des images. L'échange entre deux systèmes est difficile parfois impossible et nécessite l'écriture de programmes interfaces pas toujours sécurisés.

Dépendance vis à vis des constructeurs

Nombreux systèmes dans un service de radiothérapie

Nombreux écrans

Evolution du parc de matériel

Cohabitation des PC sous Windows et des stations de dosimétrie fonctionnant sous Unix. Nécessité de licence NFS pour communiquer entre les deux .  
Passerelles avec les systèmes extérieurs

## **Grand volume d'informations à gérer**

## **Coût**

# **STANDARDISATION**

## **Développement de standards internationaux**

DICOM avec DICOM 3 pour le transfert des images complétés par DICOM-RT pour les besoins de la radiothérapie  
Ces normes gèrent les recherches patients et images, la gestion des périphériques et du réseau, le transfert, l'archivage.

DICOM-RT gère en plus :

- les images de radiothérapie avec divergence(DRR,EPID,BEV..), les valeurs de doses et isodoses en 2D,3D,HDV,
- les structures irradiées
- le plan de traitement
- l'enregistrement des sessions de radiothérapie

Ils peuvent être implémentés de façon partielle par le constructeur qui doit à la demande fournir les « Conformances Statements »

OPEN-RTP pour le transfert des données entre le TPS et l'appareil de traitement.

Ces standards permettent une indépendance vis à vis des différents constructeurs

# **REALISATION PHYSIQUE DU RESEAU**

Réseau standard Ethernet avec le protocole TCP/IP

Des connecteurs norme RJ45

Du cablage

Paire torsadée 10 base T ....

Fibre optique

Prévoir des débits de 10 Mbits/s pour les données ou mieux 100Mbits/s pour les

images.

Des cartes réseau avec leur driver et adresse IP ,intégrées dans le microprocesseur

Des hubs ou concentratateurs de raccordements de plusieurs systèmes informatiques

Un Serveur avec les bases de données , la gestion de l'archivage et des passerelles avec les systèmes informatiques extérieurs au réseau radiothérapie.

# **PRECAUTIONS ET SECURISATION**

Réalisation d'un cahier des charges détaillés avec les spécificités de chaque machine ( protocoles machine, MLC,EPID)

Etudier l'architecture du réseau.

Prévoir les capacités du réseau avec transfert des données numériques et des images

Automatisation et gestion des flux

Sécurisation des automatisations pour les irradiations, l'archivage, les passerelles entre différents serveurs.

Implication de tous les intervenants radiologue, radiothérapeute, physicien, technicien, secrétaire aux différentes étapes du traitement de radiothérapie.

Prévoir plusieurs mois pour une mise en service complète.

# RADIOQUIMIOTERAPIA EN EL CANCER DE CUELLO UTERINO

A. Biete Solà

La neoplasia de cuello uterino sigue teniendo incidencia en nuestro medio y continúa presentando una serie de problemas clínicos pendientes de óptima solución. En estadios iniciales (IA y B, IIA) los resultados obtenidos con cirugía, radioterapia (RDT) o la combinación de ambas son en general satisfactorios, aunque existe un subgrupo de pacientes de riesgo por afectación parametrial y/o ganglionar en que el riesgo de recaída sigue siendo alto. En estadios avanzados, principalmente IIB y III, el control permanente de la enfermedad se consigue con RDT (externa y braquiterapia) en un 50-60% de casos. La mayor parte de recaídas se registran durante los tres primeros años de seguimiento y se localizan en pelvis (centrales o parametriales) o en los ganglios linfáticos regionales. La incidencia de M1 a distancia es escasa (menor de 15%) y casi siempre secundaria a enfermedad locoregional no controlada.

Para mejorar los resultados clínicos se intentó administrar varios ciclos de poliquimioterapia previos a la RDT o cirugía, pero la quimioterapia neoadyuvante no ha demostrado utilidad. Efectivamente, de nueve ensayos aleatorizados publicados, solo uno mostró efectividad. Tampoco la quimioterapia adyuvante post-cirugía o RDT se ha consolidado por tener utilidad demostrable. En consecuencia se ha intentado progresar mediante la asociación simultánea de RDT y QT en esquemas conocidos como radioquimioterapia.

La asociación de ambas terapéuticas pretende una sinergia de acción sin un incremento excesivo de toxicidad. Los mecanismos de acción invocados son múltiples, desde la cooperación temporal o espacial hasta la acción sobre dianas distintas, disminución de la capacidad de reparación del daño subletal (radiosensibilización) o acción diferencial sobre clones radio o quimioresistentes. Los fármacos más ensayados han sido la hidroxiurea, mitomicina C, fluorouracilo (5-FU) y cis-platino.

Desde los años 80 se han realizado numerosos ensayos clínicos fase II con mono o poliquimioterapia asociada a RDT. La mayoría han demostrado la factibilidad clínica de esta estrategia con toxicidades aceptables y resultados que sugerían una mejora terapéutica comparada con las series tratadas de forma convencional. De ello se dedujo la necesidad de diseñar y realizar ensayos aleatorizados fase III que permitieran determinar con exactitud la ganancia terapéutica y la toxicidad.

En 1999 se publicaron los resultados de cinco de estos estudios, realizados mayoritariamente por el GOG y el RTOG y sus resultados motivaron una alerta clínica por parte del NCI (National Cancer Institute) para incorporar en los protocolos asistenciales la radioquimioterapia. El descenso en la probabilidad de muerte desciende entre un 30 y 50% y el fármaco que ha demostrado mayor eficacia es el cis-platino, ya solo o asociado a 5-FU.

Pese a que la consolidación de esta estrategia parece evidente, persisten todavía preguntas por responder. Por ejemplo, el beneficio demostrado en estadios III ha sido mínimo, el seguimiento global es todavía no óptimo, la dosis y asociación de fármacos idónea no ha sido todavía determinada, etc. Pero, pese a todo ello, parece indudablemente que la radioquimioterapia con platino ha representado un progreso clínico real en las neoplasias de cuello uterino. Probablemente la optimización técnica de la RDT, con planificación virtual y dosimetría tridimensional, la asociación sistemática de braquiterapia y la corrección de la anemia también contribuirán a la mejora de los resultados en una localización en que las metástasis a distancia no son la causa habitual de muerte de las pacientes que no responden al tratamiento.

## **EFFETS DE LA RADIOTHERAPIE SUR LA FONCTION TESTICULAIRE DE L'ADULTE**

*Jean-Marc BACHAUD – Anne LAPRIE-MAZIERES – Institut Claudius Regaud - Toulouse*

En radiothérapie, les faibles doses provenant du rayonnement diffusé sont suffisantes pour léser les organes très radio-sensibles situés à proximité du volume traité tels que les testicules. Les études réalisées en dose unique sur des volontaires ont montré que des doses inférieures à 10 cGy n'entraînent aucune lésion détectable par spermogramme ou biopsie testiculaire. Une oligospermie sévère s'installe à partir de 15 cGy et 90% des patients sont azoospermiques après 100 cGy. En règle, les irradiations thérapeutiques ne sont pas délivrées en dose unique mais selon un protocole fractionné afin d'obtenir un effet différentiel entre tissu sain et tissu tumoral. A dose égale, ces irradiations fractionnées sont à l'origine de lésions germinales testiculaires plus importantes et plus durables que les irradiations en dose unique. Ainsi des doses fractionnées supérieures à 50 cGy entraînent une azoospermie dans 100% des cas. Cette azoospermie n'est que transitoire jusqu'à 200 cGy, la récupération pouvant cependant être incomplète et ne survenir que plusieurs années après l'irradiation. Au-delà de 200 cGy, il existe un risque d'azoospermie définitive. Les spermatogonies sont les cellules les plus radio-sensibles de la lignée. Leur atteinte conditionne l'effet de la radiothérapie sur la fertilité. En pratique courante, l'hypogonadisme clinique est exceptionnel, ce qui prouve la relative radio-résistance des cellules de Leydig. Cependant, les études fonctionnelles montrent que les taux sériques de LH s'élèvent lorsque la dose testiculaire augmente, les taux de testostérone restant initialement dans les limites de la normale.

## **Les xarxes informàtiques en radioteràpia**

D. Escamilla

Els avenços tecnològics han estat determinants per l'evolució de les tècniques en els tractaments de radioteràpia, així com la planificació d'aquestes, etc... però també ha esdevingut un increment de la informació i les dades necessàries per dur a terme l'activitat que envolta al pacient. Aquest fet ha determinat la creació de circuits interns per el moviment de la informació i la necessitat d'un suport per fer factible aquesta circulació.

La utilització de xarxes informàtiques ha fet possible una inter-relació dels diferents processos per els quals ha de passar el pacient i han optimitzat en temps, rendiment i comunicació interna el dinamisme i l'activitat del servei de radioteràpia.

# CURIETHERAPIE PULSEE : UTILISATION ET TECHNIQUE

Serge DELMAS - Surveillant Département de Radiothérapie - Institut Claudius Regaud - Toulouse

Le **microSelectron-PDR** est un nouveau projecteur de source à bas débit de dose variable qui fonctionne selon le principe de la **curietherapie pulsée**.

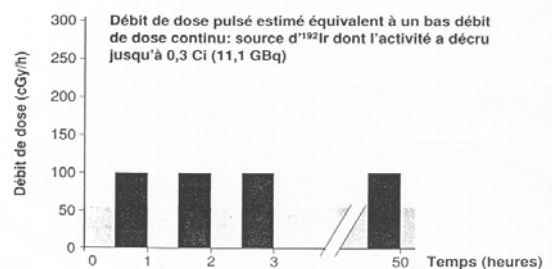
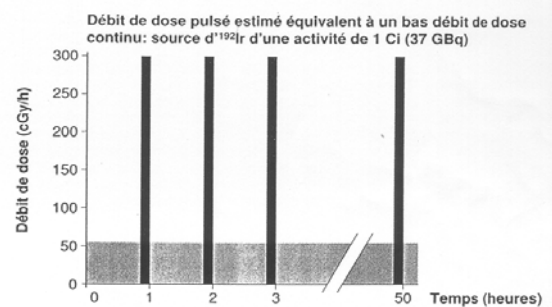
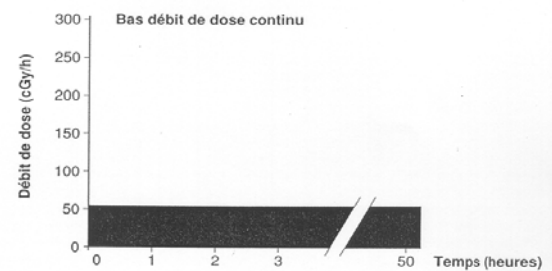
Le microSelectron-PDR permet d'effectuer un traitement qui équivaut à une curietherapie à bas débit de dose continu, avec en plus tous les avantages d'une source entraînée pas à pas. La durée de chaque arrêt de celle-ci est variable, ce qui permet d'optimiser la distribution des courbes isodoses, tel que cela pourrait en théorie être fait avec une source d'activité discontinue.

L'activité de la source d'Iridium 192 varie de 0,5 à 1 Ci ; le microSelectron-PDR peut donc être installé dans une chambre prévue pour la curietherapie à bas débit de dose par implants de grande longueur active. La durée typique de chaque pulse est de 10 minutes par heure ; elle augmente progressivement jusqu'à environ 30 minutes par heure au bout de 3 mois en raison de la décroissance de l'activité de la source d'Iridium 192.

Les pulses se répètent automatiquement, typiquement toutes les heures. Le personnel infirmier sait ainsi à quel moment il peut pénétrer dans la chambre sans interrompre le traitement.

## Avantages de la curietherapie pulsée :

- 1 - une seule source à remplacer tous les 3 mois (pas d'inventaire nécessaire).
- 2 - pas de préparation de sources
- 3 - bas débit de dose programmable
- 4 - optimisation de la distribution de la dose
- 5 - radioprotection
- 6 - le projecteur peut être déconnecté entre les pulses
- 7 - un seul projecteur de source microSelectron-PDR peut réaliser les traitements endocavitaires, interstitiels, peropératoires et endoluminaux



## **CURIETHERAPIE OPTIMISEE :**

La curiethérapie optimisée permet la configuration des isodoses pour traiter les tumeurs quelle que soit leur géométrie, tout en éliminant complètement l'exposition du personnel aux rayonnements.

Le projecteur de source microSelectron-PDR utilise une source entraînée pas à pas d'Iridium 192 de 1,1 mm de diamètre et de 2,5 mm de long. Les positions d'arrêt de la source peuvent être programmées (sur une distance maximale de 12 ou de 24 cm par canal) de même que la durée de ces arrêts (entre 0 et 999,9 s), ce qui permet à la fois d'optimiser la distribution des courbes isodoses et le débit de dose ; il y a au total 48 positions d'arrêt disponibles dans chacun des 18 canaux utilisables.

## **INSTALLATION :**

Le microSelectron-PDR peut être installé dans la plupart des chambres prévues pour la curiethérapie, le cas échéant avec une protection additionnelle.

Le **Pupitre de commande de l'Unité de contrôle** sert à programmer la position et la durée des arrêts de la source, ainsi que la fréquence et la durée des pulses. Elle possède une mémoire dans laquelle il est possible de stocker jusqu'à 99 programmes standardisés. Ceux-ci peuvent être aisément rappelés en appuyant sur la touche standard et en tapant le numéro à deux chiffres du programme sur le clavier numérique. Les caractéristiques de ce programme s'affichent alors à l'écran. Les données concernant la source sont automatiquement corrigées pour tenir compte de la décroissance de son activité. Une fois que le programme a été chargé, la position et la durée des arrêts de la source peuvent être ajustées sans modifier les données conservées en mémoire.

La **Carte Programme** peut stocker toutes les données du traitement d'un patient donné, et être programmée soit au moyen de l'Unité de Contrôle soit du Système de Planification de Dose Nuclétron. Le transfert des données vers l'Unité de Contrôle du microSelectron-PDR ne prend que quelques secondes.

Le **Pupitre de Télécommande** est un système de microprocesseur relié à l'ordinateur centrale du microSelectron-PDR. Les commandes DEPART et INTERRUPTION sont adressées depuis cette unité. Le temps de traitement restant s'affiche et des voyants confirment le positionnement correct de la source dans l'applicateur, ou dans le conteneur protégé du microSelectron-PDR. Toute alerte déclenche des signaux visuels et sonores. L'unité de contrôle à distance comprend un **interphone** qui permet à l'infirmière de dialoguer avec le patient sans interrompre le traitement.

# **CONTROL DE QUALITAT EN ELS TRACTAMENTS DE RADIOTERÀPIA EXTERNA PER MITJÀ DE DOSIMETRIA “IN VIVO” AMB DETECTORS DE SEMICONDUCTOR**

**Esther Pérez Pérez, Dolors Oller i Riera, Eulàlia Rial i Frances**

*Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.*

## **INTRODUCCIÓ**

La dosimetria “in vivo” (D.I.V.) consisteix en mesurar la dosi que rep un pacient en el moment en que s’executa el tractament, mitjançant un detector de radiació.

La D.I.V. és utilitzada en el nostre Centre en dues vessants:

### **1-Control de Qualitat en tractaments de Rt. Externa**

En els tractaments de radioteràpia externa s’efectuen controls de qualitat dels camps d’irradiació mitjançant plaques de verificació de cada camp.

Aquestes plaques es comparen amb les obtingudes en la simulació i amb les DRR del sistema de planificació, d’aquesta manera es controla que els camps de tractament engloben exactament les estructures previstes.

Aquest control pot donar idea de la mida, forma y posició dels camps però no permet comprovar la dosi de radiació que rep el pacient durant la sessió.

A partir de gener de 1997, a l’ Hospital de Sant Pau de Barcelona, es van iniciar controls de qualitat de la dosi rebuda mitjançant (D.I.V.).

La dosi real obtinguda per mitjà de la D.I.V. és comparada amb la dosi calculada pel sistema de planificació en l’obtenció de la dosimetria. D’aquesta manera es pot detectar qualsevol anomalia o error que es pugui cometre durant l’administració del tractament.

Aquests controls s’han estandarditzat en els tractaments efectuats amb RX de 18MV i amb electrons.

### **2-Mesura de dosi en tècniques especials**

En els tractaments d’irradiació corporal total (I.C.T.) en que no és possible fer el càlcul de la dosi en la majoria de sistemes de planificació estàndard, la D.I.V. s’utilitza per saber si la dosi absorbida a cada sessió en els diferents punts anatòmics és la correcta, de manera que ens permet modificar-la al llarg del tractament en cas que no s’ajusti a la dosi prescrita.

## **MATERIAL NECESSARI PER D.I.V.**

- Sistema de planificació de radioteràpia externa.
- Detectores de semiconductor adequats a cada energia.
- Electròmetre
- Full de dades dissenyat per control de D.I.V.

El protocol que es segueix pel control de qualitat dels tractaments mitjançant D.I.V. consta de dues parts:

La primera es realitza al Servei de Radiofísica i la segona a la unitat de tractament, en aquest cas l'accelerador lineal.

## **1- En el Servei de Radiofísica**

### Tècniques isocèntriques i amb electrons:

Es controla la dosi a l'entrada de cada camp.

- Tècniques isocèntriques:

Del sistema de planificació s'obté :

- \* Dosi d'entrada per cada feix
- \* Camps equivalents
- \* Lucita si/no
- \* Falques
- \* Distància focus – pell
- \* Angulació del gantry

- Tractaments amb electrons :

- \* Dosi d'entrada
- \* Mida del camp
- \* Aplicador
- \* Angulació del gantry

### Tècniques isomètriques (tècniques en box) :

Es controla la dosi al punt de prescripció de dosi (punt ICRU).

La recollida de dades consta de dues parts:

-Dades que es prenen durant l'execució de la dosimetria directament del sistema de planificació :

- \* Profunditat del punt ICRU per cada camp d'irradiació.
- \* Diàmetres antero-posterior (AP) i Lateral
- \* Rendiments en el punt ICRU, en percentatges per cada camp.
- \* Rendiment en el punt mig dels diàmetres AP i lateral, en percentatges
- \* Rendiment, en percentatge, en l'entrada de cada feix (3,5 cm,) i en el mateix punt s'obté el rendiment de sortida del feix oposat.
- \* Dosi en Gy a l'entrada per cada camp.

- Dades que es calculen a partir de la dosimetria, un cop realitzada:

- \* Camps quadrats equivalents
- \* Lucita (si/no)
- \* Contribució de dosi per cada camp en la dosi prescrita en el punt ICRU, enGy.
- \* Falques (si / no i quines)

## **2-En la Unitat de Tractament**

Es realitza el control de D.I.V. durant la segona sessió de tractament, ja que en la primera només es fa el control radiològic

Previ al control s'ha de connectar l'electròmetre, situat al costat de la consola de l'accelerador.

També es connectaran els diodes corresponents a l'energia amb la que es fa el tractament que es vol mesurar, al final del cable que surt de l'electròmetre i que està situat dins de la unitat de tractament.

A continuació es realitzen les comprovacions sistemàtiques de l'equip.

#### Tècniques isocèntriques i tractaments amb electrons

Es col·loca el pacient a la taula de la unitat en posició de tractament i es posen un diode sobre la pell del pacient al centre de l'entrada del feix per cada un dels camps de tractament. La fixació es fa amb esparadrap, assegurant un bon contacte amb la pell. En el cas en que els camps portin falques es tindrà en compte que el diode sigui paral·lel al gruix de la falca. Si el cc. queda molt a prop de la protecció de cerroband es fa un desplaçament de diode, i s'especifica aquest punt en el full de control. En el cas de que el diode no es pugui fixar directament sobre la pell del pacient, s'anota la distancia focus - diode (ex. Mascaretes, feixos oblics posteriors).

Seguidament es procedeix a executar el tractament.

Les lectures obtingudes s'anoten en el full de control, es verifica que el valor quedi dins els límits màxim i mínim establerts. En el cas que la lectura quedi fora d'aquests límits, es comprova la col·locació, la distància, que el diode no estigui girat, s'anoten les incidències i es repeteix la D.I.V. en la propera sessió de tractament.

A partir de les lectures obtingudes, al servei de Radiofísica es calculen la dosi real a pla mig i la dosi al punt ICRU.

#### Tècniques isomètriques (tècniques en box):

En aquests tractaments es col·loquen dos detectors per cada camp d'irradiació, un al centre de l'entrada del feix i l'altre a la sortida. Es seguirà el mateix procediment que en l'apartat anterior però s'ha de tenir en compte de fer un petit desplaçament dels diodes per tal que el de sortida no faci ombra al d'entrada i doni una lectura errònia.

A l'electròmetre s'obtindran dues lectures per cada camp, una per l'entrada i una per la sortida.

#### Tècniques especials (I.C.T.)

En el tractament d'I.C.T. posarem els diodes en els punts predeterminats (cc. Pulmons, coll i cames) a la cara anterior i posterior del pacient, seguidament el col·locarem en posició de tractament, comprovarem que els diodes de pulmó quedin coberts per l'ombra de les proteccions pulmonars (en les sessions que en posem). S'anotarà la lectura de cada diode i en el servei de Radiofísica serà comparada amb la dosi calculada a pla mig. A nivell pulmonar permet d'afinar molt bé la dosi que el metge ha previst que arribi a pulmó, ja que segons la lectura es pot decidir de col·locar la protecció pulmonar en més o menys sessions.

## **CONCLUSIONS:**

La lectura de la dosi real a l'entrada del feix (i a la sortida, en el cas de tècniques isomètriques i I.C.T.), ens permet detectar qualsevol possible errors en la planificació o execució del tractament.

S'ha pogut comprovar que en poques ocasions ha existit una diferència significativa entre la dosi teòrica i l'obtinguda per D.I.V. En la majoria de casos,

les divergències han estat per errors deguts a que els detectors havien perdut contacte amb la pell, per col·locació inadequada, introducció incorrecta dels paràmetres a l'electròmetre. Una vegada s'ha resolt el problema, s'ha repetit la lectura i el resultat ha estat correcte.

De totes maneres aquesta tècnica de control de qualitat ha permès detectar alguns errors significatius: canvi de diàmetre de tractament degut a que el pacient havia perdut pes en el temps d'espera entre la simulació i l'inici del tractament. Error en l'execució del cerrobend, (aquest error també va ser detectat pel control radiològic) En algun cas s'ha detectat un mal posicionament de l'isocentre.

Hem pogut confirmar que el mètode de control de qualitat mitjançant D.I.V. és un mètode eficaç, de fàcil i ràpida execució, que no comporta cap molèstia pel pacient ni significa un increment de temps valorable en la globalitat de tot el tractament.

## **Bibliografia:**

### **ICRU (1993).**

International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, ICRU Report 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington).

### **ESTRO (1994).**

J.Van Dam, G.Marinello: *Methods for in vivo Dosimetry in external Radiotherapy*. Physics for clinical Radiotherapy. Booklet N° 1.

# PROSTATECTOMÍA RADICAL

Dr. J. Guajardo  
Servicio de Urología  
Hospital Universitario Arnau de Vilanova

Aunque existen varias formas de tratar el cáncer de próstata (CP) confinado en la glándula, (espera vigilada (watchful waitin), radioterapia y cirugía), y no cabe duda de que existen pacientes apropiados para cada una de ellas, el tratamiento curativo del cáncer de próstata localizado debe contemplar la eliminación de toda la próstata, ya que esta neoplasia se origina en varios focos, con un promedio de 7 cánceres separados, observados en piezas de prostatectomía radical (Bastacky et al, 1995).

La lenta progresión del CP localizado, precisa de varios años hasta la aparición de síntomas y las metástasis que finalmente mataran al paciente. Por esta razón, es difícil para el paciente aceptar un tratamiento agresivo para evitar algo que va a suceder años más tarde. Es por esto que, los varones jóvenes diagnosticados de CP localizado, precisan de un tratamiento con altas probabilidades de curación y con la mínima morbilidad posible. En la actualidad, la mejor forma de curar el cáncer de próstata localizado, es por extirpación completa de la misma mediante la prostatectomía radical (PR).

## INDICACIONES DE LA PROSTATECTOMÍA RADICAL

Diversos aspectos deben ser considerados en la indicación de una prostatectomía radical : selección del paciente, características del tumor, probabilidad de curación, y morbilidad del tratamiento.

### SELECCIÓN DEL PACIENTE

Clínicamente el CP localizado (T1-T2) es un tumor de crecimiento lento, dependiente del grado de Gleason, y una esperanza de vida de más de diez años debe estimarse en el paciente, cuando le planteamos una prostatectomía radical. La edad y un alto grado de comorbilidad asociada (cuantificada por el índice de Charlson), excluyen alrededor de dos tercios de pacientes del tratamiento local agresivo. El número de pacientes para los que está indicado este tratamiento es aproximadamente el número de aquellos a los que el cáncer va a matar.

### SELECCIÓN DEL TUMOR

¿Como identificar el CP localizado, que dejado sin tratamiento acabará con la vida del paciente?. Para esto, tenemos que conocer estudios previos que relacionen las características del tumor en el momento del diagnóstico, con la supervivencia del paciente. Las variables a evaluar son: el PSA, el grado de diferenciación tumoral cuantificado por la escala de Gleason, el volumen tumoral (calculado a partir de extrapolaciones del número de cilindros afectados cuando se obtienen 6 muestras en biopsias sistemáticas).

El 30 % de los varones de más de 50 años que murieron por otras causas, presentaban un CP al ser evaluados por autopsia (Franks, 1954; McNeal ,1969). En la actualidad el CP es el cáncer más diagnosticado y el segundo, que más muertes ocasiona en los varones de USA, tras el cáncer de pulmón. El riesgo de presentar un cáncer de próstata durante la vida de un hombre es del 10 % (Seidman, et al, 1985). Se estima que el 3 % de los hombres vivos hoy, mueran por un cáncer de próstata, lo que supone que uno de cada tres varones diagnosticados de CP en la actualidad, morirán por su neoplasia.

El PSA ha incrementado la incidencia del CP en la última década al diagnosticar cánceres que en la etapa previa hubiesen tardado años en diagnosticarse e identificando cánceres que probablemente jamás se habrían descubierto. Gann et al (1995) han calculado que una determinación del PSA elevada, detecta cerca del 80 % de todos los cánceres agresivos unos 5 años antes de su aparición clínica, y aproximadamente el 50 % de todos los cánceres agresivos, unos 9-10 años antes de su manifestación clínica. La agresividad de los CP diagnosticados con el PSA, se evidencia al comprobar que de 2006 pacientes con niveles de PSA comprendidos entre 4.1-10 ng/ml, sólo el 50 % tenían enfermedad confinada en la próstata, el 40 % invadía la cápsula, el 6 % invadían las vesículas seminales, y el 3 % tenían los ganglios invadidos (Partin et al, 1997).

## **GLEASON**

Varios estudios realizados en Suecia y USA nos han enseñado algo de la historia natural del CP localizado tratado con hormonas cuando los pacientes presentan síntomas. Albertsen et al (1998) en un estudio de 767 pacientes con enfermedad localizada, muestran que los varones con tumores que tenían grados de Gleason de 2 a 4, 5, 6, 7, y 8-10 se enfrentaban a un 4-7%, 6-11%, 18-30%, 42-70%, y de 60-87% respectivamente de morir por CP a lo 15 años del diagnóstico dependiendo de la edad al diagnóstico.

Chodak et al (1994) muestran que el riesgo de metástasis a los 10 años es del 19% para los CP bien diferenciados, 42% para los moderadamente diferenciados y del 74% para los cánceres mal diferenciados.

Johansson et al (1997) encuentran que en 300 enfermos con enfermedad localizada (T0-T2), 33 (11%) murieron por CP, con una supervivencia a los 15 años del 81%, abogando por un tratamiento conservador para el CP localizado.

El diagnóstico del CP en estadio localizado con grados de Gleason >5 amenaza la vida del paciente y la prostatectomía radical debe ser considerada sobretodo en pacientes con esperanza de vida >10 años.

## **VOLUMEN TUMORAL**

Diversos algoritmos se han creado para detectar CP agresivos. Estos combinan parámetros como la densidad del PSA, el grado de Gleason, y el nº de cilindros que muestran CP en biopsias sistemáticas con 6 muestras. Epstein et al (1994) son capaces de predecir el 73% de cánceres insignificantes con volúmenes tumorales <0.2 cc, Gleason <7, y enfermedad confinada a la glándula.

Stamey et al (1999) comunican que el porcentaje de Gleason 4/5 observado en las biopsias sistemáticas de próstata es el parámetro independiente más potente de progresión tumoral en un análisis multivariable que comprende 9 parámetros morfológicos con el PSA preoperatorio y el volumen prostático.

## **PROBABILIDAD DE CURACIÓN MEDIANTE LA PROSTATECTOMÍA RADICAL**

En los tumores localizados (T1-T2) el porcentaje de curaciones se encuentra en un rango del 70-75 %. Pound et al muestran en un estudio de 1623 pacientes tratados con PR entre 1982 y 1985 por CP localizado una supervivencia con un índice libre de progresión bioquímica (niveles de PSA <0.2 ng/ml) a los 10 años del 68 %.

Niveles indetectables de PSA <0.2 ng/ml son utilizados como control de curación del CP tras tratamiento local radical. La elevación temprana de estos niveles muestran la existencia de tumor residual o un infrestadaje preoperatorio y principalmente se detecta en el primer año. Después de 5 años es infrecuente la elevación del PSA por lo que transcurrido dicho periodo se puede considerar al paciente libre de la enfermedad.

El riesgo de recidiva tumoral se correlaciona con el estadio clínico inicial, el nivel de PSA, y el grado de diferenciación tumoral expresado por el grado de Gleason.

## **MORBILIDAD DE LA PROSTATECTOMÍA RADICAL**

La mortalidad ligada a la PR es inferior al 1 % considerando los 30 días siguientes a la intervención. Patrick C. Walsh (2000) cirujano que ha descrito la técnica de la prostatectomía radical con preservación del paquete neurovascular de los cuerpos cavernosos muestra un porcentaje de control de la orina del 93% y de la potencia sexual del 86 % cuando se preservan los paquetes neurovasculares.

## **CONCLUSIONES**

La prostatectomía radical es mejor que cualquier forma de radioterapia en varones jóvenes con cáncer de próstata clínicamente localizado por las siguientes razones:

- Con la PR podemos ofrecer dos técnicas quirúrgicas diferentes: preservación o no del paquete neurovascular. Ninguna técnica de radioterapia puede preservar el haz neurovascular. El seguimiento a largo plazo muestra que los pacientes irradiados presentan un 60 % de disfunción eréctil (Beard et al, 1998).
- En tumores pT2, tras 5 años de seguimiento después de la PR el nivel de PSA alcanza una meseta en las curvas de Kaplan-Meier. Lo que está por demostrar con cualquier clase de radioterapia.

- Las recurrencias del PSA tras PR se benefician de la radioterapia adyuvante con morbilidad muy baja. La morbilidad es muy alta si los pacientes con recurrencia del PSA tras radioterapia optan por la prostatectomía radical.
- La prostatectomía radical permite un estadiaje del tumor que la radioterapia no puede ofrecer.

## **BIBLIOGRAFIA**

- Bastacky, S. I., Wojno, K. J. Walsh, P. C. et al: Patological features of hereditary prostate cancer. *J. Urol.* 153:987, 1995
- Franks, L. M.: Latent carcinoma of the prostate. *J. Pathol. Bacteriol* 68 : 603-16
- McNeal J. E.: Origin and development of carcinoma of the prostate. *Cancer* 1969. 23:24-34
- Seidman H., Mushinski M. H., Geib S. K.: Probabilities of eventually developing or dying of cancer :United States 1985. *Cancer* 1985, 35:35-56
- Gann P. H., Hennekens C. H., Stampfer M. J. A prospective evaluation of plasma prostate-specific antigen for detection of prostatic cancer. *JAMA.* 1995; 273: 289-294
- Partin A. W., Kattan M. W., Subong E. S., et al. Combination of prostate-specific antigen, clinical stage and Gleason score to predict pathological stage of localized prostate cancer. *JAMA.* 1997, Vol 277, N° 18: 1445-1451
- Albertsen P. C., Hanley J. A., Gleason D. F., Barry M. J. Competing risk of men aged 55 to 74 years at diagnosis managed conservatively for clinically localized prostate cancer. *JAMA.* 1998, Vol 280, n° 11:975-980
- Chodak GW, Thisted RA, Gerber GS, et al. Results of conservative management of clinically localized prostate cancer. *N. Engl J Med* 1994; 330 :242-248
- Johansson JE, Holmberg L., Johanson S., Bergstrom S., Adami HO. Fifteen-year survival in prostate cancer: a prospective, population-based study in Sweden. *JAMA.* 1997; 277:467-471
- Epstein J.I., Walsh P. C., Brendler C. B. :Radical prostatectomy for impalpable prostate cancer : The Johns Hopkins experience with tumors found on transurethral resection (stages T1a and T1b) and on needle biopsy (stage T1c). *J. Urol* 1994; 152: 1721-1729.
- Stamey TA, McNeal JE, Yemoto Ch M, Sigal BM, Johstone, IM. Biological determinants of cancer progression in men with prostate cancer. *JAMA.* 1999; Vol 281, n° 15:1395-1400
- Pound Ch R, Partin AW, Eisenberger MA, Chan DW, Pearson JD, Walsh PC. Natural history of progression after PSA elevation following radical prostatectomy. *JAMA.* 1999; Vol 281, n°17: 1591-1597
- Walsh Patrick C. Radical prostatectomy for localized prostate cancer provides durable cancer control with excellent quality of life: a structured debate. *J Urol* 2000; Vol 163: 1802-1807
- Beard CJ, Buswell L, et al. Radiation-associated morbidity in patients undergoing small-field external beam irradiation for prostate cancer. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys.* 1998;41:257-262.

**IRRADIATION POST-OPERATOIRE DES CARCINOMES PROSTATIQUES -  
EXPERIENCE DE L'INSTITUT CLAUDIUS REGAUD - A PROPOS DE 115  
CAS**

*Jean-Marc BACHAUD - Igor LATORZEFF - Institut Claudius Regaud -  
Toulouse*

La prise en charge thérapeutique à visée curative des cancers prostatiques localisés fait appel à la chirurgie ou à la radiothérapie exclusive. Après prostatectomie radicale pour une tumeur cliniquement T1 ou T2, il existe un pourcentage de patients pour lesquels soit le geste chirurgical semble incomplet (marges positives) soit le taux de PSA postopératoire indique un risque évolutif secondaire possiblement local. Dans ces situations, une radiothérapie complémentaire de la loge prostatato-séminale est souvent proposée à ces patients.

Ce travail repose sur l'analyse rétrospective d'une série de 115 patients irradiés à l'Institut Claudius Regaud dans les suites d'une prostatectomie radicale entre Janvier 1991 et Novembre 1997. Ces patients ont été divisés en 4 groupes pronostiques :

- les patients ayant des critères histopathologiques défavorables et un taux de PSA postopératoire indétectable
- les patients ayant des critères histopathologiques défavorables et un taux de PSA postopératoire détectable
- les patients ayant une réascension du taux de PSA à distance de la chirurgie
- les patients ayant une récurrence palpable locale

Les résultats retrouvés en termes de contrôle local et biologique et d'effets secondaires de la radiothérapie postopératoire sont en accord avec ceux publiés dans la littérature. Les patients pT3 marges positives avec un taux de PSA indétectable ainsi que les patients pT2 marges positives avec un taux de PSA détectable semblent tirer le meilleur bénéfice (exprimé en survie sans récurrence biologique uniquement) lorsque l'irradiation est réalisée précocement après la chirurgie.

Dans cette série, la technique de traitement proposée sur la loge prostatique afin d'assurer un contrôle local efficace n'augmente pas la morbidité de la prostatectomie radicale.

## LA BRAQUITERAPIA EN EL CA. DE PRÓSTATA

Pablo Fernández\*, Belén de Paula\*, Arrate Guisasola\*\*,  
José L. Mincholé\*\*, Restituto Cojo\*\*\*, Iñaki Hernáez\*\*\*\*

Servicio de Oncología Radioterápica\*

Servicio de Física Médica \*\*

Servicio de Radiodiagnóstico \*\*\*

Servicio de Urología \*\*\*\*

---

### A) DESCRIPCIÓN DE LA TÉCNICA DEL IMPLANTE PERMANENTE DE SEMILLAS DE I<sub>125</sub> “RAPID-STRAND” GUIADO POR ULTRASONIDOS

1. Indicaciones y selección de pacientes.
2. Estudio volumétrico ecográfico.
3. Preplanificación tridimensional con elección de número, localización y actividad de las semillas.
4. Preparación y carga de las agujas con las semillas.
5. Implante guiado por ecografía transrectal y control fluoroscópico, con raquianestesia.
6. Dosimetría definitiva postimplante y evaluación de la calidad con histogramas D/V.
7. Seguimiento con control de PSA y estado urológico.

### B) EXPERIENCIA DEL INSTITUTO ONCOLÓGICO DE SAN SEBASTIÁN EN EL TRATAMIENTO DEL CA. LOCALIZADO DE PRÓSTATA CON IMPLANTE DE SEMILLAS DE I<sub>125</sub> EN “RAPID-STRAND”

#### PROPÓSITO

Analizar las dificultades técnicas, morbilidad inmediata y a medio plazo en nuestra serie de pacientes desde 01-07-99 hasta 30-08-00 (14 meses).

#### MATERIAL Y MÉTODOS

Desde 01-07-99 hasta 30-08-00 han sido tratados 42 pacientes de adenocarcinoma localizado de próstata con implante de semillas de I<sub>125</sub> “rapid-strand” como tratamiento único. Todos los pacientes han sido estadios T1 ó T2, Gleason inferior a 7 y PSA ≤ 10 ng/ml. Se ha utilizado la técnica descrita anteriormente. Todos los pacientes, menos dos, han sido dados de alta al día siguiente del implante.

#### RESULTADOS

- Las complicaciones intraoperatorias han sido nulas.
- Como complicaciones precoces, se han presentado cuatro retenciones urinarias y una uretrorragia.
- La morbilidad a medio plazo ha sido en todos los casos grado I ó II de la ROTG.
- Se analizan las distribuciones dosimétricas definitivas al mes del implante, con valoración de histogramas dosis-volumen (V<sub>100</sub>, D<sub>90</sub> y D<sub>100</sub>).

- Se presenta la evolución del PSA en el grupo de pacientes, sin sacar conclusiones dado el poco tiempo de seguimiento.

## **CONCLUSIONES**

A pesar de que el tiempo de seguimiento es breve, creemos que:

- La técnica descrita y empleada en nuestro grupo de 42 pacientes es factible de realizar, contando con el equipo adecuado.
- No presenta complicaciones inmediatas ni precoces importantes, siendo la morbilidad muy baja.
- Precisamos continuar con el seguimiento de los pacientes para evaluar la evolución del PSA y estado urológico.

## **CANCER DE PROSTATA. RADIOTERAPIA CONFORMADA SIN TECNICAS DE MODULACION DE INTENSIDAD.**

**I. Petschen, J. Pérez-Calatayud, A. Tormo, V. Carmona, M.C. García, JC: Ruiz. Hospital Universitario La Fe. Valencia.**

El cáncer de próstata es una de las localizaciones tumorales que más se adaptan al estudio de técnicas de radioterapia externa (RTE) conformada, habida cuenta de la fiable delineación del volumen tumoral a irradiar: próstata +/- vesículas seminales, así como de los órganos críticos próximos como son el recto, la vejiga y las cabezas femorales. Ello ha motivado numerosas publicaciones, tanto referentes a la movilidad de la próstata e incertidumbres de posicionamiento para definir el PTV (márgenes a añadir al GTV) como del estudio de histogramas dosis-volumen (HDV) del PTV y de los órganos críticos (OR), según diferentes configuraciones de los haces de irradiación, para establecer el plan óptimo en función de las probabilidades de control tumoral (TCP) y de las probabilidades de complicaciones en los órganos sanos (NTCP) obtenidas a partir de los HDV según métodos de reducción descritos por Lyman (1-3).

Apoyados en análisis publicados (4-9), hemos querido estudiar cual es la técnica de RT conformada sin modulación de intensidad que pueda considerarse óptima para las condiciones de nuestra metodología terapéutica.

En primer lugar hemos analizado la movilidad de la próstata y variaciones de "set-up" con el sistema de inmovilización estándar de nuestro servicio (fijación de extremidades inferiores), obteniendo los márgenes a añadir al GTV para obtener el PTV, tanto de la próstata como de las vesículas seminales.

En segundo lugar hemos establecido una comparación entre las técnicas de campos fijos coplanares más comunes, oscilando entre los 3 y 7 campos, siendo la dirección de los haces oblicuos simétrica respecto del plano coronal. Si los márgenes para obtener el PTV son amplios ( $>1-1.5$  cm) no se obtienen ventajas con el incremento del número de campos y puede ser adecuada la simple técnica de 3 campos en T o la técnica "box". Ahora bien, si los márgenes son reducidos ( $<$  de  $1-1.5$  cm), la técnica de 6 campos sí reporta ventajas (se añade siempre un 7º campo antero-posterior con mínimo peso para la verificación del set-up). Una buena alternativa es también la técnica especial de 4 campos por la eliminación de los oblicuos posteriores, quedando sólo los campos laterales y los oblicuos anteriores, con homogeneización de dosis por medio de filtros cuña.

Seleccionada pues la técnica de 6 campos para condiciones satisfactorias de inmovilización y reproducción del set-up, hemos establecido variaciones que modifican la angulación de los campos oblicuos, no teniendo que ser necesariamente esta angulación simétrica respecto del plano coronal. Así mismo hemos asociado a la variabilidad de los ángulos modificación de la ponderación de la dosis, adjudicando diferentes pesos a los campos oblicuos anteriores, a los campos laterales y a los campos oblicuos posteriores, variando entre 0'125 y 0'25 para cada pareja de campos (la suma de los pesos de los diferentes campos es la unidad). Todo ello se ha hecho valorando el trabajo publicado recientemente por Bedford y cols (9).

Habida cuenta de que la mayor protección del recto y de la vejiga se obtiene a costa de una mayor dosis a nivel de las cabezas femorales, hemos establecido como limitación: 50 Gy para toda la cabeza femoral y 65 Gy para 1/3 de la misma, lo que mantendría probablemente el riesgo de necrosis femoral por debajo del 5% (3, 10). Bajo dicha condición

las técnicas óptimas se han seleccionado en función de la dosis total a administrar en el PTV, considerando 3 posibilidades: 70 Gy, 74 Gy y 80 Gy.

En principio la mejor técnica de campos angulados asimétricos es la de haces oblicuos anteriores con ángulos de 50° respecto del plano coronal, y campos oblicuos posteriores angulados 25° también respecto del plano coronal. No obstante esta técnica no es claramente superior a la estándar de campos angulados simétricos (35° respecto del plano coronal).

La distribución de los pesos considerada óptima en las diferentes técnicas de 6 campos es la de 0.125, 0.250, 0.125 para las parejas de campos anteriores, laterales y posteriores respectivamente; aunque para dosis altas (80 Gy tumor) y con campos angulados simétricos debe modificarse a 0.15, 0.2 y 0.15 para no rebasar la dosis de tolerancia de las cabezas femorales.

En conclusión establecemos como técnicas óptimas las siguientes:

a) Para dosis tumor de 70 ó 74 Gy

- Técnica de 6 campos simétricos (con ángulos de 35° respecto del plano coronal en los campos oblicuos) y pesos de 0.125, 0.250 y 0.125 para las parejas de campos anteriores, laterales y posteriores.

b) Para dosis tumor de 80 Gy resultan equivalentes

- Técnica de 6 campos simétricos (con ángulos de 35° respecto del plano coronal en los campos oblicuos) y pesos de 0.15, 0.20 y 0.15 para las parejas de campos anteriores, laterales y posteriores.
- Técnica de 6 campos con angulaciones asimétricas (50° para los oblicuos anteriores y 25° para los oblicuos posteriores) y pesos de 0.125, 0.250 y 0.125.

Queremos dejar claro no obstante que estas técnicas de conformación con múltiples campos sin modulación de intensidad en el cáncer de próstata, sólo son válidas cuando las condiciones de inmovilización y posicionamiento de los pacientes permiten márgenes reducidos para el establecimiento del PTV, del orden de 1 cm (máximo de 1,5 cm) en las direcciones anterior y laterales, y del orden de 0,5 cm (máximo de 0,7 cm) en la dirección posterior, aunque en ello influye también la mayor o menor dilatación del recto.

## BIBLIOGRAFÍA:

1. Lyman, J.T; Wolbarst, A.B. Optimization of radiation therapy, III: A method of assessing complication probability from dose-volume histograms. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13:103-109; 1987.
2. Lyman, J.T; Wolbarst, A.B. Optimization of radiation therapy, IV: A dose-volume histogram reduction algorithm. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 17:433-436; 1989.
3. Burman, C.; Kutcher G.J.; Emami, B; Goitein, M. Fitting of normal tissue tolerance data to an analytic function. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21:123-135; 1991.
4. Pickett, B; Roach, M. III; Verhey L. et al. The value of non-uniform margins for six-field conformal irradiation of localized prostate cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 32:211-218; 1995.
5. Neal, A.J.; Oldham, M; Dearnaley, D.P. Comparison of treatment techniques for conformal radiotherapy of the prostate using dose-volume histograms and normal tissue complication probabilities. *Radiother Oncol.* 37:29-34; 1995.
6. Oldham, M.; Neal, A; Webb, S. A comparison of conventional 'forward planning' with inverse planning for 3D conformal radiotherapy of the prostate. *Radiother Oncol.* 35:248-262; 1995.
7. Akazawa, P.F.; Roach, M. III.; Pickett, B. et al. Three dimensional comparison of blocked arcs vs. four and six field conformal treatment of the prostate. *Radiother Oncol.* 41:83-88; 1996.
8. Fiorino, C; Reni, M; Cattaneo, G.M.; et al. Comparing 3-, 4- and 6- fields techniques for conformal irradiation of prostate and seminal vesicles using dose-volume histograms. *Radiother Oncol.* 44:251-257; 1997.
9. Bedford, J.L.; Khoo, V.S.; Oldham, M.; et al. A comparison of coplanar four-field techniques for conformal radiotherapy of the prostate. *Radiother Oncol.* 51: 225-235; 1999.
10. Emami, B.; Lyman, J.; Brown, A. et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21:109-122; 1991.

# **Aportación de la intensidad modulada a la radioterapia externa conformada de la próstata**

A. Castel, A. Melero, E. Luguera, J. Molero, A. Arellano, R. Ballester, J. Cardenal, V. Tuset y J. Jové

B.

*Servei de Radiofísica i Protecció Radiològica  
Servei d'Oncologia Radioteràpica  
Hospital Universitari Germans Trias i Pujol*

## **INTRODUCCIÓN**

El adenocarcinoma de próstata es el cáncer más común que se da en los hombres con edades por encima de los 50 años. Existe un creciente interés en incrementar la dosis en el tratamiento del adenocarcinoma de próstata con radioterapia externa más allá de los niveles de la prescripción convencional. Los estudios realizados sobre el aumento de la dosis utilizando técnicas de radioterapia conformada en 3-D (3DCRT) han conducido a establecer dosis máximas tolerables en el rango de 65 a 75 Gy (1). Los resultados de estos estudios hacen pensar que a dosis más altas se obtendrían mayores beneficios, es decir, se mejoraría el control local. Sin embargo, con estas técnicas se excederían los niveles de tolerancia de los órganos críticos circundantes (límite tolerable aproximadamente 70 Gy). Sin embargo, los avances en la tecnología computarizada y en los sistemas de control de las máquinas de tratamiento hacen posible escalar dosis por encima de los 81 Gy. Las técnicas que actualmente permiten poder alcanzar estos niveles de dosis se definen como técnicas de planificación inversa y la tecnología que permite realizarlas se denomina radioterapia con haces de intensidad modulada, IMRT.

### ***Limitaciones de la 3DCRT***

No siempre es posible conformar la isodosis del 95% al volumen blanco, aunque utilicemos infinidad de campos conformados desde el “beam’s eye view”. Esto es debido al hecho de que en 3DCRT se tiene un control limitado sobre la distribución de dosis a lo largo del eje de cada haz, puesto que es una función de la energía, la profundidad del punto de interés, de la densidad, del espesor de los tejidos existentes y de los modificadores de los haces utilizados.

En el caso de un volumen blanco convexo en el interior de un maniquí homogéneo, rodeado por tejido

normal de radiosensibilidad uniforme, la utilización de un gran número de haces de intensidad uniforme, diseñados cada uno de manera que conformen en 2 dimensiones la forma del volumen blanco proyectada, hace que la distribución de dosis se ajuste bastante bien a la forma del volumen blanco en 3-dimensiones, dado que son permitidas todas las direcciones de los haces. Es decir, la isodosis del 95% puede ajustarse a la forma del volumen blanco en 3 dimensiones tan cerca como se quiera, simplemente aumentando el número de haces conformados y optimizando los pesos de cada haz.

En la mayoría de los casos clínicos, existen órganos en la vecindad del volumen blanco que son mucho más radiosensibles que éste y que el resto de los tejidos adyacentes. En esta situación, las direcciones de los haces se encuentran limitadas por la posición de estos órganos. También, cuando un órgano se encuentra envuelto parcialmente por el volumen blanco no existe ninguna dirección del haz que trate totalmente este volumen sin irradiar simultáneamente una porción del tejido normal sensible adyacente. Y en el caso de irradiar al menos una porción de este tejido normal la dosis resultante en esta porción puede ser inaceptablemente alta.

La técnica de utilizar infinidad de haces conformados, con direcciones específicas que eviten órganos críticos, solamente es adecuada en el caso en que las superficies de éstos y el volumen blanco sean totalmente convexas (2). Con esta condición y mediante una selección de haces con ángulos y pesos adecuada se puede conseguir, simultáneamente, una dosis mínima en los órganos críticos y una cobertura total del volumen blanco con la isodosis mínima del 95%.

En el caso de la próstata, la técnica más extendida es la de 6 campos coplanares con un rango de dosis entre 65 y 75 Gy.

### ***Radioterapia con haces de intensidad modulada (IMRT)***

Las distribuciones de dosis resultantes de la utilización de haces con intensidad no-uniforme pueden ajustarse más exactamente al volumen blanco y minimizar la dosis en los tejidos normales sensibles para una variedad de configuraciones de volumen blanco-tejido normal.

### ***Métodos simples de IMRT***

Se puede generar una intensidad modulada de forma convencional utilizando cuñas fijas o dinámicas y

filtros compensadores de material con Z alto.

Las cuñas dinámicas o fijas modifican la intensidad a lo largo de un solo eje del haz y se utilizan normalmente para reducir el efecto del cambio brusco del contorno del paciente o para que la dosis sea más uniforme en el caso de combinar haces no opuestos.

Los filtros compensadores se diseñan principalmente para compensar la falta de tejido en 2 dimensiones, para producir una forma de isodosis determinada en función de la profundidad y para compensar simultáneamente el contorno de la superficie del paciente y las inhomogeneidades de los tejidos. Estos diseños se realizan utilizando programas de planificación del tratamiento en 3D.

Los métodos simples de modulación de la intensidad de los haces de fotones incluyen esquemas que dividen el haz en dos o más segmentos, donde al menos uno de cada dirección excluye tejido normal. Tales haces pueden diseñarse en direcciones arbitrarias, con modificadores de haces (cuñas fijas o dinámicas y compensadores) y con pesos optimizados con el fin de alcanzar los resultados deseados. La combinación de estos haces desde diferentes direcciones puede dar lugar a distribuciones de dosis aceptablemente uniformes en el volumen blanco reduciendo la dosis en el tejido normal, sin tener en cuenta la geometría de los volúmenes (3).

Sin embargo, la utilización de estas técnicas con sistemas modificadores clásicos está muy limitada para su uso práctico: fabricación de infinidad de moldes y compensadores, inserción de cuñas en diferentes direcciones para cada uno de los campos diseñados,...., y por lo tanto consumen demasiado tiempo en la ejecución del tratamiento, con el consiguiente incremento en el riesgo equivocación, si no se dispone de dispositivos que almacenen y verifiquen los parámetros y modificadores de cada haz.

### ***Métodos generales de IMRT***

Los recientes avances en la tecnología computarizada y la disponibilidad de colimadores independientes y colimadores multi-láminas en los modernos aceleradores permiten generar haces con intensidad modulada de forma independiente con el fin de producir las distribuciones de dosis deseadas en el volumen blanco, figuras 1 y 2.

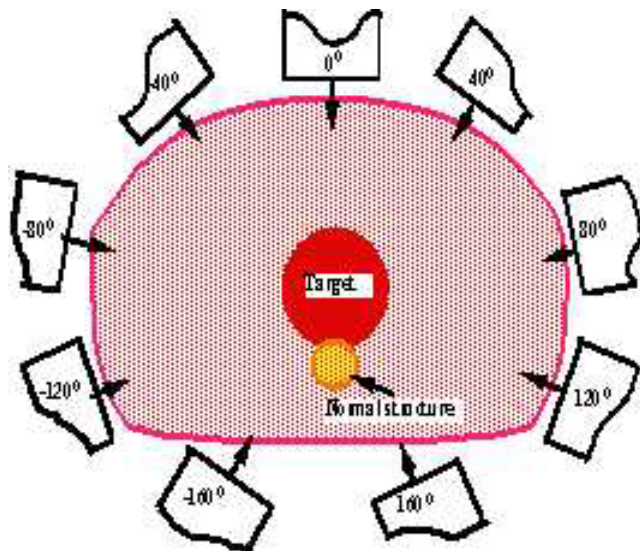


Figura 1: Diferentes entradas de haces con intensidades no uniformes definidas independientemente

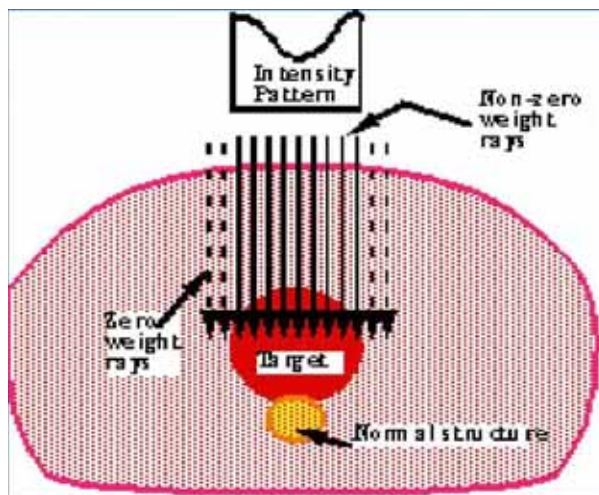


Figura 2: Diseño de un haz de intensidad no uniforme a partir de multi-haces finos ("pencil beams") con pesos variados con respecto al haz total.

En un sentido estricto, la radioterapia con haces de fotones de intensidad modulada significa una técnica de tratamiento en la que la fluencia de los fotones varía en el tiempo y en el espacio como método de conformación y protección del tejido normal. La IMRT de forma generalizada se realiza con colimadores multi-láminas.

Los sistemas que actualmente generan intensidad modulada se pueden dividir en 2 grandes grupos, según el colimador multi-láminas que se utilice:

- Colimador multi-láminas convencional, figura 3:
  - "Sliding-window". Colimador multi-láminas dinámico (DMLC)
  - "Step and shoot" (Se escala y se da el siguiente paso de la modulación parando y a continuación se efectúa el disparo)
  - Arco terapia de intensidad modulada (IMAT)

- Colimador multi-láminas de modulación de intensidad (MIMiC™), fabricado por NOMOS Corporation:
  - Cortes secuenciales: Sistema NOMOS Peacock
  - Helicoidal: Tomoterapia de Mackie, utilizando el sistema NOMOS Peacock.

Cada uno de estos métodos tiene sus limitaciones específicas (comparados con la 3DCRT):

- ↪ Consumo de tiempo tanto en la planificación como en la aplicación
- ↪ Dificultad en la verificación
- ↪ Críticamente dependiente del sistema de inmovilización que se utilice.

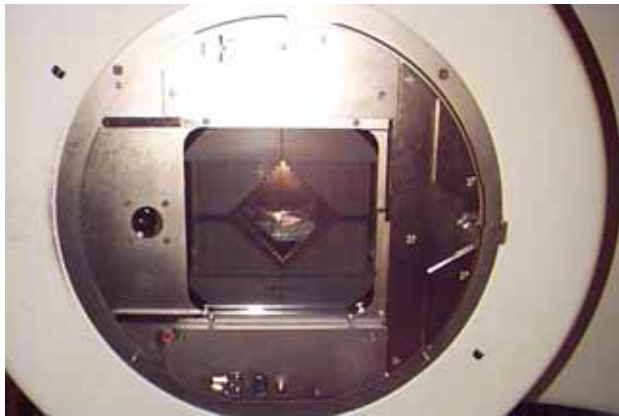


Figura 3: Colimador Multi-láminas convencional de 80 láminas

A continuación se describen los sistemas que utilizan el colimador multi-láminas convencional

y el sistema NOMOS Peacock no helicoidal.

### ***Colimador multi-láminas convencional utilizando la técnica “Sliding-window”***

Esta técnica se realiza con un colimador multi-láminas dinámico (DMLC). Fue desarrollada por Spirou y Chui (5) y consiste en que cada par de láminas opuestas constituye una ventana, con una anchura y una posición que varía con el tiempo, de forma que cada punto del campo recorrido por cada una de estas ventanas habrá generado un haz de radiación con una intensidad variable en cada punto. Constituyendo, al unir todos los puntos de cada par de láminas variable, un perfil de dosis no uniforme. Y a este perfil de dosis no uniforme se le denomina intensidad modulada, figura 4.

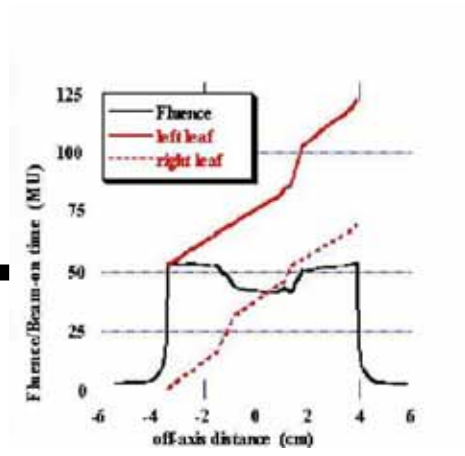
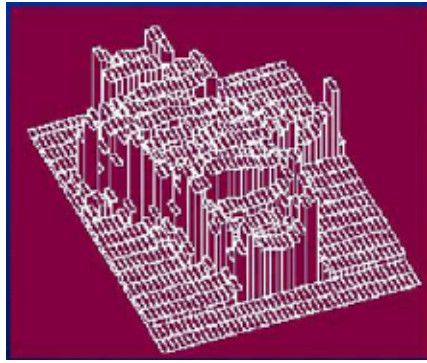


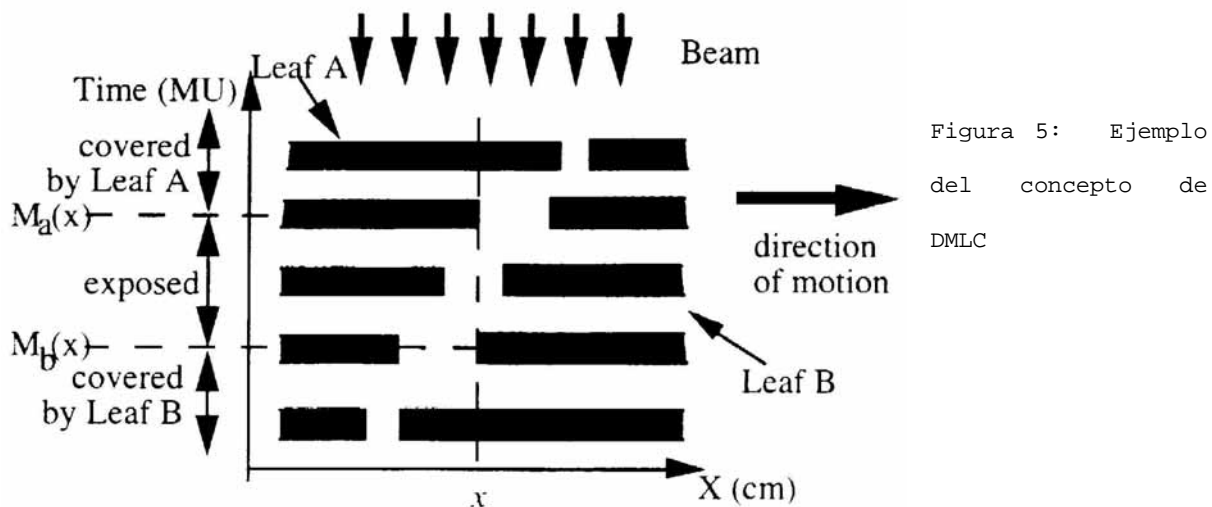
Figura 4: Configuración de un haz modulado en 3D, en la técnica "Sliding-window".

Por tanto, durante el tratamiento, las láminas se mueven continuamente. Al menos una de las láminas viaja a la máxima velocidad. La velocidad de la otra lámina varía de acuerdo con el esquema que se prescriba, de esta manera la anchura de la ventana varía a lo largo del campo de tratamiento con el fin de generar el perfil del haz diseñado.

El concepto de la DMLC se muestra en la figura 5. En ella aparece un par de láminas (A- lámina izquierda, B- lámina derecha) en 5 momentos diferentes de tiempo y en 5 diferentes posiciones. Ambas láminas se mueven en la dirección  $x$  positiva, siendo B la lámina principal (maestro) y la A la de remolque (esclava). Consideremos las funciones  $M_a(x)$  y  $M_b(x)$  que describen los tiempos acumulados (en unidades de monitor) de cada una de las láminas en la posición  $x$ . Ambas funciones  $M_a(x)$  y  $M_b(x)$  son monótonamente crecientes puesto que representan tiempo de exposición. Como las láminas empiezan a moverse de izquierda a derecha, el punto  $x$ , inicialmente protegido por la lámina B, permanecerá protegido un tiempo  $t=M_b(x)$  y continuará expuesto a radiación hasta que la lámina A lo proteja, es decir cuando  $t=M_a(x)$ . La fluencia total depositada en el punto  $x$  debido a una exposición directa vendrá representada por la función:

$$F(x) = M_a(x) - M_b(x).$$

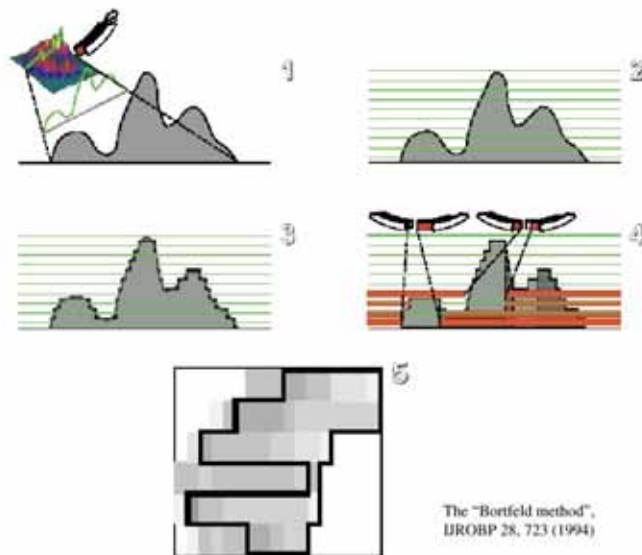
Según se diseñe  $M_a(x)$  y  $M_b(x)$ , se pueden generar infinidad de funciones, es decir, infinidad de perfiles de intensidad.



### ***Colimador multi-láminas convencional utilizando la técnica “Step and shoot”***

Para cada ángulo del brazo del cabezal del acelerador existe una secuencia de campos estáticos, conformados con el colimador multi-láminas (segmentos), y con una intensidad uniforme cada uno de ellos (figura 6), encontrándose el haz inactivo cuando pasa de un segmento a otro. La modulación de intensidad se consigue superponiendo un número determinado de estos segmentos. La ventaja de este método es que es una extrapolación real de la 3DCRT estándar que solo requiere un aumento en el número de campos. También, la forma de cada campo puede ser verificada independientemente con un EPID (Electronical Portal Image Device). La desventaja de este método es su escasa eficiencia, puesto que el haz se encuentra inactivo mientras las láminas se están moviendo.

Figura 6: Generación de una secuencia del colimador multi-láminas: (1,2,3 y 4) un par de láminas individuales generan uno de los perfiles de dosis diseñado en la optimización. (5) Estructura final de la composición de los diferentes segmentos que conforman un campo modulado.



En algunos aceleradores (los que son digitales completamente) se pueden hacer modificaciones en el sistema de control que permitan realizar, para una angulación del brazo del acelerador, una sucesión automática de los diferentes segmentos diseñados sin la intervención del operador de la máquina, de forma que permita minimizar el tiempo de tratamiento.

### ***Colimador multi-láminas de modulación de intensidad (MIMiC™)***

Este colimador desarrollado por NOMOS Corporation, es el primer colimador multi-láminas diseñado específicamente para la radioterapia de intensidad modulada. El MIMiC™ consiste en 40 láminas de tungsteno distribuidas en dos filas (20x2), figura 7.

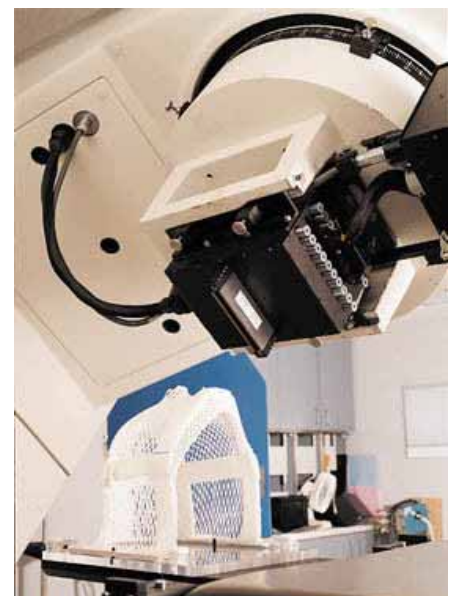


Figura 7: Colimador multi-láminas MIMiC™

Las láminas tienen una anchura de 1 cm en el isocentro y pueden abrirse nominalmente 1 o 2 cm. Cada lámina tiene una altura de 8 cm, permitiendo una transmisión inferior al 0,9% para una energía nominal de 10 MV. Las filas están alineadas a través del eje transversal (“cross-line”), permitiendo un corte de 1 o 2 cm en la dirección sagital. El MIMiC™ es un colimador de quitar y poner, que se instala entre la cabeza del acelerador lineal y el paciente, de forma que el espacio libre entre la unidad y el paciente y/o mesa de tratamiento queda reducido. Esta pequeña distancia entre el colimador y la piel del paciente produce, sin embargo, una penumbra estrecha.

El haz de intensidad modulada se genera con múltiples arcos. En sincronización con la rotación del brazo del acelerador, cada lámina es capaz de moverse hacia dentro y hacia fuera rápidamente alterando la intensidad del haz durante el tratamiento. Cualquier número de estos haces pueden superponerse a la vez para conformar la dosis en uno o más volúmenes blanco mediante un apropiado movimiento de la mesa entre campos.

### ***Sistemas de planificación para la IMRT: Planificación inversa***

Aunque la IMRT simple puede diseñarse a partir de métodos iterativos de probar y ver cual es el error, los diseños de IMRT general requieren métodos de optimización asistidos por ordenador, debido al gran número de variables que se utilizan. En general cada haz está compuesto por un gran número de haces finos (“pencil beams”, “beamlets”, de tamaño de 1 cm x 1 cm), figura 2, de forma que la intensidad de cada uno de ellos puede ser variada independientemente (6).

El método general para el diseño de los tratamientos con IMRT está referido a la planificación inversa. La planificación inversa empieza a partir de una distribución ideal de dosis, definida por un conjunto de condiciones, que pueden ser: a) sobre límites de dosis en órganos, b) sobre diagramas dosis-volumen o c) sobre parámetros biológicos o clínicos, como la probabilidad de control tumoral (TCP) o la probabilidad de complicación del tejido normal (NTCP), en las diferentes localizaciones anatómicas expuestas a los campos de tratamiento. A continuación se busca cuales deben ser las características de los haces (perfiles de fluencia) que generen distribuciones de dosis más próximas a la distribución ideal. Es decir, la

planificación inversa está considerada como un problema de optimización con el objetivo de minimizar una función, llamada función objetivo o función criterio de optimización o función de tanteo, terapéuticamente relevante, figura 8. La función objetivo es una función que describe las diferencias existentes entre la distribución de dosis calculada y la ideal y que se encuentra representada por una serie de sub-funciones que contienen criterios físicos o biológicos y por unos parámetros como los pesos de cada uno de los “pencils beams” definidos. Un modelo de función objetivo sería el siguiente:

$$F_{obj}(x) = \sum_{i=1}^{N_t} (d_i - p_i)^2 = \sum_{i=1}^{N_t} (\bar{a}_i \otimes \bar{x} - p_i)^2 \quad (1)$$

Donde:  $N_t$  representa el número total de puntos a calcular del volumen blanco

$$\bar{a}_i = \{a_{ij}\}$$

Siendo  $x_j$  la intensidad o el peso del “pencil beam”  $j$ ,

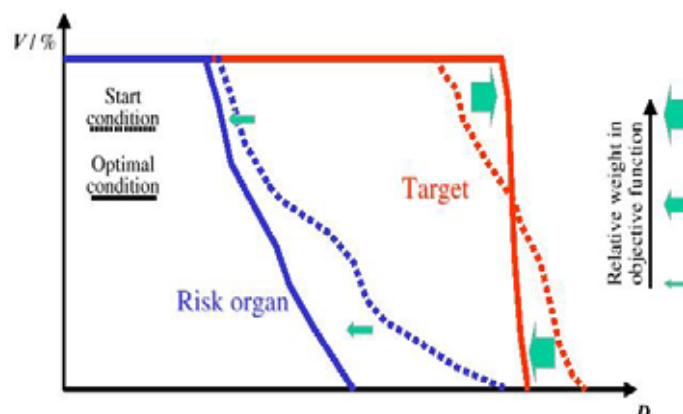
$a_{ij}$  la dosis depositada en el punto  $i$  por unidad de peso del “pencil beam”  $j$

$\otimes$  Se trata de un producto que suma para todos los  $J$  “pencils beams”

Para minimizar la función objetivo es necesario utilizar algoritmos matemáticos de optimización basados en técnicas de iteración. Estos algoritmos se dividen en dos clases:

- Algoritmos que utilizan direcciones de búsqueda bien definidas: técnicas de gradiente
- Algoritmos dónde la dirección de búsqueda es aleatoria: métodos estocásticos (“simulated annealing”)

Figura 8: Concepto de la función objetivo a partir de condiciones dosis-volumen.



## Método estocástico

La planificación inversa con métodos de optimización estocásticos consistiría en el siguiente proceso:

Consideremos los pesos iniciales,  $x_j$ , de cada uno de los haces delgados (“pencils beam”) que componen el haz total como variables a manipular. Se trata, a partir de un proceso iterativo de ajuste, de conseguir un peso  $x_s$  tal que la función objetivo,  $F_{obj}$ , se minimice.

El método estocástico por “simulated annealing”, figura 9, consiste en ajustar las variables tendencia ( $x_i$ ) de forma iterativa y evaluando el efecto sobre la función objetivo. La aceptación en los cambios se gobierna por el signo y la magnitud del cambio en la función objetivo en cada iteración. La técnica converge a un mínimo global de la función objetivo y por tanto al conjunto óptimo de pesos del haz.

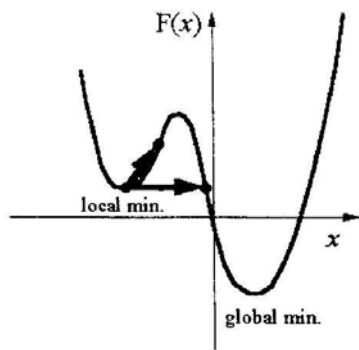


Figura 9: “Simulated annealing”:

- $x_{t+1}$  es una variable aleatoria de una distribución Gaussiana o Lorentziana alrededor de  $x_t$  con un tamaño de paso ( $\sigma$ ) que decrece con el tiempo,
- La probabilidad de saltar la colina, para salir de ella, es una distribución de Boltzmann:  $P(\Delta F) = \exp\{-\Delta F/kT(t)\}$  con  $\Delta F = F(x_{t+1}) - F(x_t)$ .
- Es necesario unas cuantas iteraciones

## Técnicas de gradiente

Minizar la función objetivo significa hacer que el gradiente de la función sea igual a 0. En el caso de la función (1), haríamos lo siguiente:

$$\vec{G}(x) = 2 \cdot \sum_{i=1}^{N_i} (\vec{a}_i \cdot \vec{x} - p_i) \cdot \vec{a}_i = 0 \quad (2)$$

Obtener el gradiente de la función es derivar la misma, por lo tanto:

Reescribiendo la ecuación 2, tenemos :

$$\vec{G}(x) = 2 \cdot \sum_{i=1}^{N_i} m_i \cdot \vec{s}_i = 0 \quad (3)$$

Donde:

$$\bar{S}_i(x) = \frac{(\bar{a}_i \cdot \bar{x} - p)}{|\bar{a}_i|^2} \cdot \hat{a}_i \quad (4)$$

Que representa la distancia desde el punto a  $\bar{x}$  la superficie:

$$\bar{a}_i \cdot \bar{x} = p \quad (5)$$

$$\vec{G}(\bar{x}_{eq}) = 0 \quad (6)$$

Y  $m_i = |a_i|^2$  es una constante. El proceso de minimización de la función objetivo consistiría en

encontrar un punto  $\bar{x}_{eq}$  tal que:

Podríamos hacer la siguiente analogía con la mecánica:

Si suponemos  $m_i$  como la masa del punto  $i$ , la ecuación (6) representa la definición del centro de masas del sistema. Esta analogía se muestra en la figura 10, para cuatro puntos blancos y dos haces,  $j=1,2$ . Con dos haces, la ecuación (5) representa una línea recta, que puede asemejarse a alambres sin fricción sobre el cual las “masas” pueden moverse libremente. En cualquier punto, por ejemplo  $\bar{x}_o$ ,  $\vec{G}(\bar{x}_o)$ , que representa el vector suma de los  $S_i$  (promediado para todas las masas), no es cero. El vector  $\vec{G}(\bar{x}_o)$ , representa el gradiente de la función objetivo en la posición  $\bar{x}_o$ . La siguiente posición se actualiza a partir del gradiente. En general, en la  $(i+1)$  iteración, tendremos:  $\bar{x}_{i+1} = \bar{x}_i + \vec{G}(\bar{x}_i)$

El proceso iterativo continua hasta que se alcanza  $\bar{x}_{eq}$  eventualmente.

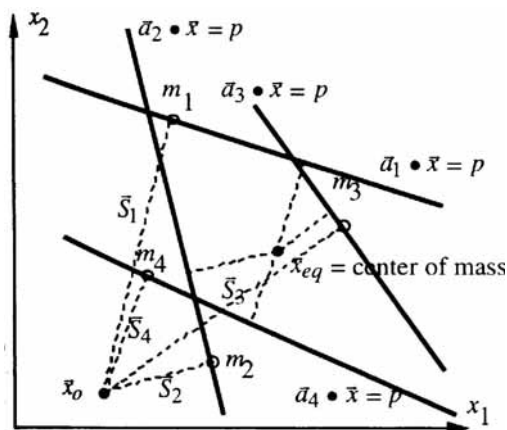


Figura 10: Representación gráfica del método del gradiente.

¿Qué significado tiene la función objetivo? (10)

La función objetivo establece la bondad de un plan diseñado. Su elección es crucial para la selección de la planificación dosimétrica.

La pregunta que han planteado algunos autores (7, 8), relacionada con la optimización, es la siguiente:

¿En qué criterios debe basarse la optimización?. En criterios físicos o en criterios biológicos.

Veamos qué significa optimización física y optimización biológica.

Se entiende por optimización física aquella que utiliza parámetros físicos, como el límite de dosis en órganos o la relación dosis-volumen, en la definición de la función objetivo. La optimización física no es un sinónimo de la optimización por mínimos cuadrados.

La optimización biológica expresa los objetivos del tratamiento en términos biológicos o clínicos, como la probabilidad de control tumoral (TCP) o la probabilidad de complicaciones del tejido normal (NTCP). Está inherentemente basada en modelos biológicos que permiten predecir el resultado del tratamiento a partir de la distribución de dosis.

Se ha defendido, por otra parte, que no es suficiente declarar los objetivos del tratamiento estrictamente mediante distribuciones de dosis, sobre todo en aquellos casos donde deban considerarse los efectos por tratar grandes volúmenes de estructuras críticas. Un ejemplo interesante y muy apropiado es el tratamiento de grandes tumores pulmonares, donde los autores (9) han encontrado los mayores problemas al utilizar solo técnicas de optimización física. Sin embargo, muchas investigaciones han demostrado que incorporando las condiciones de dosis-volumen en la optimización física, se puede lograr resultados que son, por lo menos, tan buenos como los obtenidos por la optimización biológica. Las condiciones de dosis-volumen son condiciones que se formulan de la siguiente forma:

"No más del x% del volumen (por ejemplo del pulmón) debe tener más de y Gy."

En el histograma dosis-volumen de la figura 11 se presenta los resultados obtenidos aplicando optimizaciones biológicas y física.

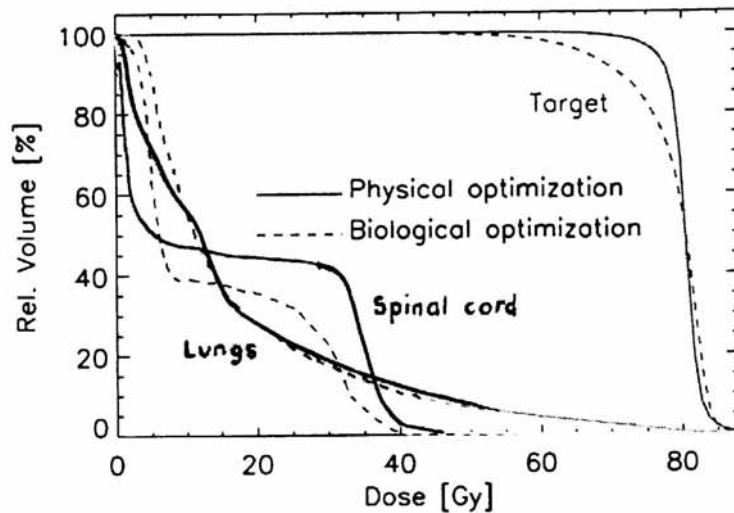


Figura 11: Optimización física & biológica para grandes tumores de pulmón. (Los DVH resultantes de la planificación con parámetros biológicos se han obtenido de (9) y los DVH de la planificación que utiliza parámetros físicos de (10))

La optimización física que se

aplicó para obtener el DVH que aparece en la figura 11, utilizó la prescripción y las condiciones siguientes:

Prescripción de dosis: 80 Gy

Límite de dosis en la médula espinal: 40 Gy

Condición dosis-volumen: Menos de 1/3 del pulmón debería tener una dosis inferior a 15 Gy.

Comparando ambos planes observamos que la dosis que recibe el pulmón es muy parecida en ambos. La dosis en la médula espinal es más alta en la optimización física que en la biológica, sin embargo, en ambos casos la dosis está por debajo del umbral de los 40 Gy.

Está claro que el objetivo final de la radioterapia es curar al paciente más que suministrar una dosis específica en ciertas regiones. Por tanto, considerar directamente este objetivo en procedimientos de optimización hace que sea necesario incorporar modelos biológicos en los algoritmos de la planificación inversa. Sin embargo, dado que los resultados son excelentes utilizando criterios de optimización completamente físicos, se hace más fácil adherirse a la optimización física, que es más intuitiva y fácilmente verificable, que a la biológica que todavía tiene que recorrer un largo periodo de verificación.

Otro paradigma de la planificación inversa: ¿Cuántos haces serán necesarios para dar unos resultados óptimos?

Tomas Bortfeld planteó esta pregunta en el “workshop” sobre desafíos de la radioterapia conformada celebrado en Niza en el año 1997, en un artículo llamado: “Inverse Treatment Planning”. A continuación

se presentan los aspectos más importantes del mencionado artículo:

En principio, la respuesta es que serán necesarios un número infinito de haces en todas las orientaciones posibles (geometría  $4\pi$ ).

Sin embargo, en los últimos artículos aparecidos al respecto (14) se afirma que no se necesita más de 3 haces de intensidad modulada para obtener resultados que difícilmente son mejorables.

Aunque está claro que, algunos haces contribuirán a la dosis total sólo en cantidades muy pequeñas o despreciables, habrá por lo menos, algunos rayos elementales (“pencils beams”) en cada haz que serán beneficiosos para el tratamiento. Sin embargo, a medida que se van añadiendo más haces disminuye el diferencial de la aceptación de la distribución de dosis total. En otras palabras: La función objetivo se acerca con bastante rapidez a la asíntota que representa el límite para un número de haces infinito.

La pregunta real que deberíamos plantearnos sobre el número óptimo de haces con intensidad modulada es por tanto la siguiente: ¿cuál es el número de haces por encima del cual no exista una mejora sustancial en el diseño del tratamiento?.

Varios autores han encontrado, de forma independiente, que no es necesario utilizar, casi nunca, más de 10 haces con intensidad modulada para lograr óptimos resultados (14, 15).

Sin embargo, la pregunta sobre el número más conveniente de haces no puede separarse del problema de encontrar direcciones óptimas de incidencia. Está claro que unos pocos haces en posiciones óptimas darán mejores resultados que un número más alto de haces en posiciones sub-óptimas. La magnitud de este efecto depende del número de haces. Para un número pequeño de haces es significativo el mérito de perfeccionar las orientaciones de los haces; para un número grande de haces (más de 5) el efecto es pequeño. Debe observarse, que las orientaciones que son óptimas para haces con intensidad modulada generalmente, son diferentes de las orientaciones de los campos abiertos convencionales. En la

radioterapia con intensidad modulada no es necesario, e incluso tampoco ventajoso, evitar direcciones de haces que atraviesen órganos críticos, porque se puede reducir la intensidad de los "pencils beams" correspondientes del haz con la dirección en cuestión.

Finalmente, es necesario observar que todas estas consideraciones sólo se aplican a haces coplanares. De hecho, con algunas excepciones, todos los estudios realizados sobre la optimización en el número y ángulos de los haces con intensidad modulada se restringen a técnicas coplanares. Las primeras investigaciones al respecto han demostrado que para técnicas no coplanares el número de haces para obtener resultados óptimos es mucho mayor.

Resumiendo, puede afirmarse, incluso en casos muy complejos, que es posible realizar una radioterapia altamente conformada utilizando menos de 10 haces coplanares con intensidad modulada. Por otro lado, los cálculos de optimización a partir de modelos biológicos demuestran que es posible alcanzar una aceptación óptima desde el punto de vista biológico utilizando tan solo 3 haces. Sin embargo, teniendo en cuenta lo afirmado en el punto anterior deben evaluarse los resultados basados en modelos biológicos con sumo cuidado.

Sistemas de planificación comerciales que tienen implementada la planificación inversa o métodos de optimización

Los sistemas de planificación inversa conocidos a través de las publicaciones que hoy día hablan de IMRT son:

- Programa KONRAD, programa de planificación inversa desarrollado en el German Cancer Research Center in Heidelberg (DKFZ) por Bortfeld. Se trata de un "interface" de usuario del programa VOXELPLAN. Una primera versión de este programa se utilizó en el Memorial Sloan-Kettering Cancer Center de New York. Este programa utiliza la técnica del gradiente para el proceso de optimización.
- Programa CORVUS, desarrollado por NOMOS Corporation. El método "simulated annealing" es el que se encuentra implementado en este programa para la optimización.

- Interface del programa ADAC Pinnacle-3, desarrollado por R. Mohan y Q. Wu del departamento de Oncología Radioterápica del “*Medical College of Virginia*” y “*Virginia Commonwealth University*”.
- Programa HELIOS, que es un “interface” de usuario del programa CADPLAN versión 6.X, comercializado por VARIAN.
- Programa TMS versión 5.X, de HELAX que incluye herramientas de optimización que permiten especificar las condiciones de dosis-volumen en los volúmenes blanco y estructuras críticas. El algoritmo implementado de planificación inversa es el desarrollado por A. Gustafsson y otros, el cual incluye hasta el cálculo de la radiación dispersa por la cabeza del acelerador en cada iteración.

#### *Control de calidad de los sistemas que generan haces con intensidad modulada*

Cuando se pone en marcha un sistema de haces de fotones con intensidad modulada deben considerarse dos áreas diferentes. La primera involucra al proceso del tratamiento con haces de intensidad modulada, que abarcaría: el diseño del tratamiento, la configuración del dispositivo para generar los haces con intensidad modulada, y por último la administración de los haces modulados; y la otra sobre el funcionamiento de los dispositivos que administran el haz con intensidad modulada.

### **Control de Calidad en el funcionamiento del sistema generador de la intensidad modulada.**

Un programa de control de calidad consistiría en una serie de tests diseñados al respecto y periódicamente llevados a cabo para asegurar que el sistema generador de la intensidad modulada (por ejemplo el DMLC) funciona correctamente (17). Estos tests se han diseñado en el caso de un DMLC, para examinar:

- ↳ La estabilidad de la velocidad de cada lámina.
- ↳ El efecto de la aceleración y desaceleración de las láminas.
- ↳ La exactitud en la posición de cada lámina y del efecto sobre la misma por la forma redonda del final de la lámina.

Control de Calidad sobre el proceso del tratamiento con haces modulados.

El proceso de la implantación clínica de haces con intensidad modulada viene representado en el diagrama de la figura 12. Se trata del proceso que se sigue en el Memorial Sloan Kettering Cancer Center, el cual dispone de un DMLC. Este proceso se compone de dos fases:

- ↪ El diseño y generación de la IMRT
- ↪ Controles de comprobación

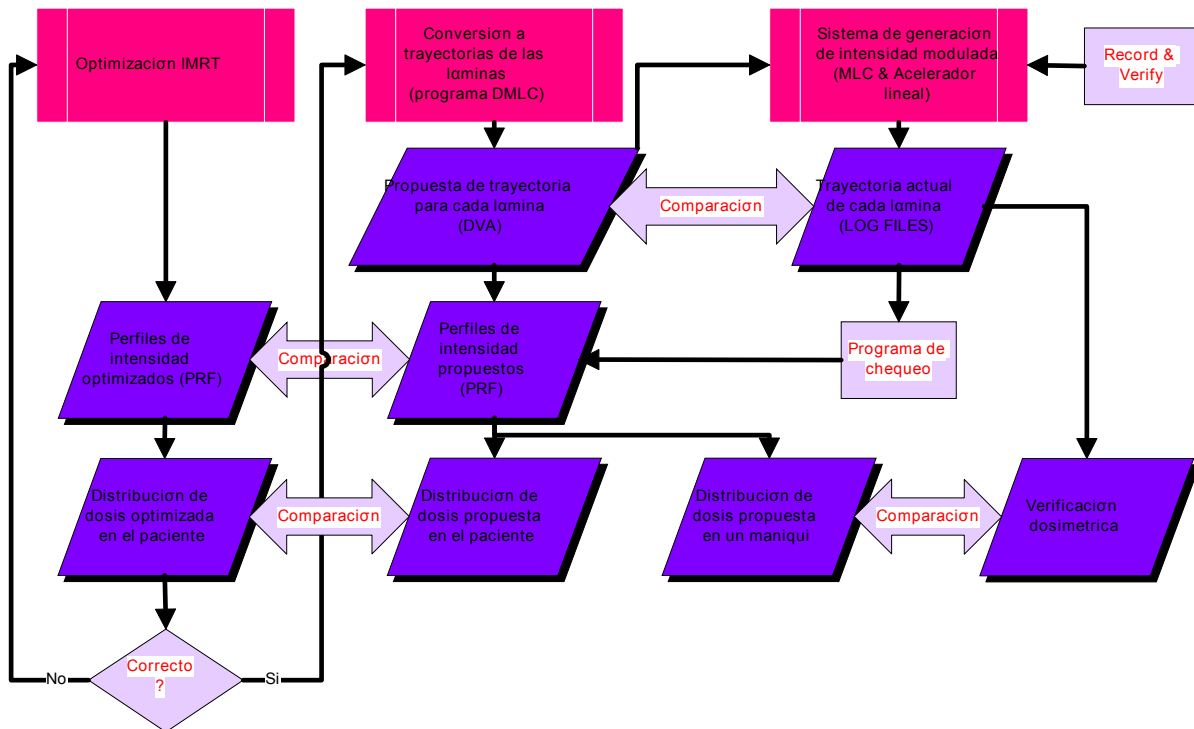


Figura 12: Diagrama de flujo del procedimiento y medidas de control de calidad sobre el diseño y generación de la IMRT.

## Control de calidad en el diseño y generación de los haces con intensidad modulada

*Optimización:* Se comprueban los parámetros utilizados para la optimización tales como: la prescripción de dosis en volumen blanco, la dosis tolerables y los límites para los órganos críticos.

Verificación de los perfiles de intensidad obtenidos. En el caso del multi-láminas de VARIAN son ficheros propios tipo PRF.

*Evaluación:* Determinados los perfiles de intensidad optimizados se evalúa en el programa de diseño del tratamiento en 3D y se realiza el cálculo de la dosis, obteniéndose las distribuciones de dosis en el paciente, los DVH, ... Si la planificación es correcta se sigue a la siguiente etapa.

*Conversión a trayectorias de las láminas:* Se ejecutará el programa correspondiente que traducirá los perfiles de intensidad en las trayectorias más eficientes que deben de seguir cada una de las láminas, en el caso de VARIAN se ejecutaría el programa DMLC. Este programa tiene en cuenta las siguientes consideraciones prácticas: la velocidad máxima de la lámina, la transmisión a través de las láminas, el efecto borde de cada lámina y la distribución de la radiación dispersa por la cabeza de tratamiento (si no se tuviesen en cuenta estos efectos el error que se cometería en la fluencia sería superior al 10%). El resultado final de la ejecución de este programa es la creación de unos ficheros de movimiento de las láminas, ficheros DVA, en el que se describen las posiciones de las láminas en función del tiempo de exposición.

*Generación de los campos con intensidad modulada:* Los ficheros de movimiento de las láminas son copiados al sistema que va a generar la modulación de la intensidad, en el caso de VARIAN al ordenador que controla los movimientos de las láminas del MLC. Durante la exposición las láminas se mueven de acuerdo a las posiciones especificadas en estos ficheros (ficheros DVA).

Controles para la comprobación del tratamiento

*Programas de comprobación:* Programa que comprueba que los ficheros de movimientos de las láminas se encuentran acordes con el diseño del tratamiento efectuado. Para ello convierte los ficheros de movimiento de las láminas en unos nuevos ficheros de perfiles de intensidad (PRF), que son introducidos en el sistema de planificación 3D para verificar la concordancia entre los ficheros PRF resultantes del proceso de optimización y los generados a partir de los ficheros

de movimientos de las láminas.

*Comparación entre los ficheros registro y los ficheros de movimientos de las láminas:* Los programas de comprobación, anteriormente descritos, validan el programa de conversión de ficheros perfiles de intensidad en ficheros de movimientos de las láminas. Sin embargo, la verificación de la exposición a partir de los ficheros de movimientos de las láminas la realiza el programa específico del colimador multi-láminas que controla el movimiento de las láminas del mismo y los tiempos de exposición del acelerador lineal. Este tipo de programa genera un fichero tipo registro en el que figura una serie de instantáneas de las posiciones reales de las láminas y el tiempo de exposición. Este fichero se crea una vez ha terminado de exponer el campo con la intensidad modulada correspondiente. Ejecutándose a continuación un programa que intercompara el fichero registro de la exposición efectuada con el fichero de movimientos de las láminas.

*Verificación dosimétrica:* Se trata de una verificación empírica a realizar en los diseños de los 10 o 20 primeros pacientes, o periódica (semanalmente por ejemplo) de alguno de los tratamientos en activo.

*Programa de registro y verificación (Record and Verify program):* Se trata del programa que registra la posición de cada lámina (posición del primer y último segmento de cada lámina). Por tanto, antes y después de cada tratamiento, todos los parámetros de la máquina son verificados, incluyendo las posiciones de las láminas.

## **EXPERIENCIA CLÍNICA EN EL TRATAMIENTO DEL CANCER DE PRÓSTATA**

A continuación se presenta la experiencia clínica del Memorial Sloan Kettering Cancer Center (4). Este apartado se compone de:

- la descripción de la técnica o plan de tratamiento que siguen, tanto para tratamientos en 3D-CRT como en IMRT,
- la intercomparación dosimétrica entre un diseño con 3D-CRT y otro con IMRT

- la intercomparación de resultados clínicos entre ambas técnicas de irradiación
- un resumen de la intercomparación de tiempos en el tratamiento con 3D-CRT y con IMRT.

Descripción de la técnica o plan de tratamiento.

Nº de pacientes tratados: 232 pacientes con cáncer de próstata histológicamente probado entre Septiembre de 1992 y Febrero de 1998.

De los cuales 61 fueron tratados con 3D-CRT y 171 con IMRT.

Distribución de los pacientes según la evaluación diagnóstica previa al tratamiento:

	<i>Grupo convencional</i>	<i>3D-CRT</i>	<i>Grupo IMRT</i>
Edad media:	66 años [52 – 76]		69 años [51 – 81]
Estadaje clínico:			
T1c:	5 (8%)		71 (42%)
T2a:	4 (7%)		70 (42%)
T2b:	23 (38%)		21 (12%)
T3:	29 (47%)		9 (5%)
Nº de pacientes con terapia hormonal previa al tratamiento:	21 (34%)		91 (53%)
Tiempo de seguimiento medio:	39 meses [15 – 71]		12 meses [9 – 32]

Prescripción de dosis en el volumen blanco: 81 Gy, para ambas técnicas, distribuidos de la siguiente forma: 45 fracciones a 180 cGy/fracción.

Inmovilización: Inmovilizados en posición prono con molde termoplástico, figura 13



Figura 13: Sistema termoplástico de inmovilización.

Procedimiento seguido para la adquisición de los datos anatómicos del paciente:

- Simulador: AcQsim CT
- Posición en el “Scanner”: La de tratamiento
- Longitud del “Scanner”: Desde el nivel de L5-S1 a 10 cm caudal hasta las tuberosidades isquiotibiales. Con distancia de corte de 0,3 cm.

Técnica de centrado: Utilización de un isocentro estándar. Se trata de un punto situado en línea media cerca del centro de la próstata a 1 cm inferior y 6 cm posterior de la sínfisis púbica.

Regiones de interés señaladas en el sistema de planificación: PTV, la vejiga, el recto, las cabezas femorales, el intestino y la pelvis.

Volumen medio del PTV:  $200 \pm 41$  cc

Volumen medio de la pared rectal:  $48 \pm 13$  cc

PTV: Próstata entera + vesículas seminales + 1 cm de margen, excepto en la zona de separación entre el recto y la próstata donde el margen es de 0,6 cm (para evitar el riesgo de toxicidad rectal).

Margen adicional: De 0,5 cm alrededor de la circunferencia del PTV (a excepción de la parte superior e inferior que se seleccionó 1 cm).

Descripción de cada una de las técnicas de irradiación seguidas:

*3D-CRT convencional:* Técnica isocéntrica de 6 campos coplanares hasta una dosis de 72 Gy.

Boost de 9 Gy utilizando un diseño de 6 pequeños campos coplanares en el que cada campo protege el recto. Para más detalles (18 y 19), figura 14.

Energía de los haces de fotones utilizados: 15 MV.

La prescripción de dosis de los 81 Gy se suministró en la isodosis que cubría el PTV, mientras que el isocentro recibió un 7% más de dosis.

*IMRT:* Sistema de planificación inversa desarrollado por T. Bortfeld et al. y mejorado por R. Mohan et al.

Técnica isocéntrica de 5 campos:

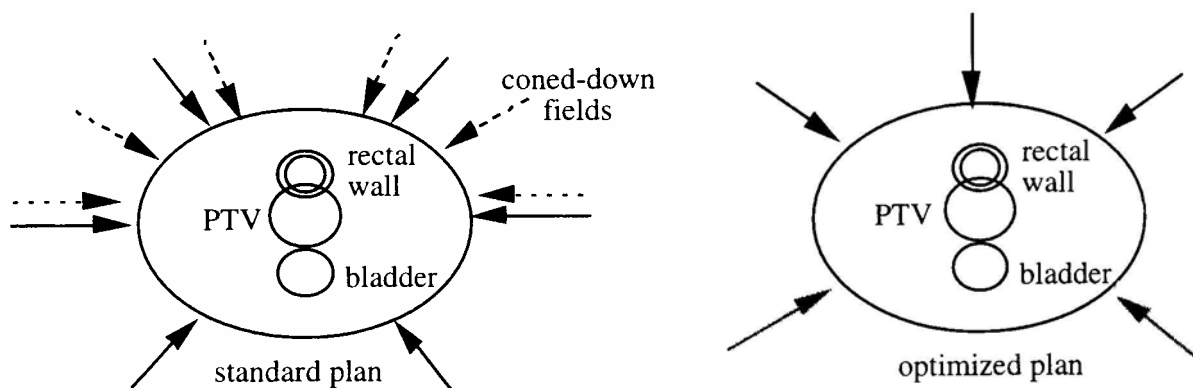
Posterior (0°), oblicuo posterior derecho (75°), oblicuo anterior derecho (135°), oblicuo anterior izquierdo (225°) y oblicuo posterior izquierdo (285°), figura 15.

Volumen del PTV:  $210 \pm 50.7$  cc

Volumen de la pared rectal:  $51 \pm 10$  cc

Energía de los haces de fotones utilizados: 15 MV.

Parámetros de la optimización: Dosis específica en el PTV (uniformidad de la dosis en el PTV), limitación de la dosis en los siguientes órganos críticos: 40% en la pared rectal y 58% en la pared de la vejiga, condiciones dosimétricas: área de solapamiento entre la próstata y el recto: 88%; área de solapamiento entre la próstata y la vejiga: 98%.



Técnica IMRT de generación de los

haces: "Sliding-window".

Figuras 14 y 15

Entrada de los haces en la técnica 3D-CRT (16) y en la técnica IMRT (17)

Escala de morbilidad utilizada con respecto a las toxicidades, agudas y tardías, urinarias y rectales: la del grupo de oncología radioterápica.

Métodos estadísticas utilizados:

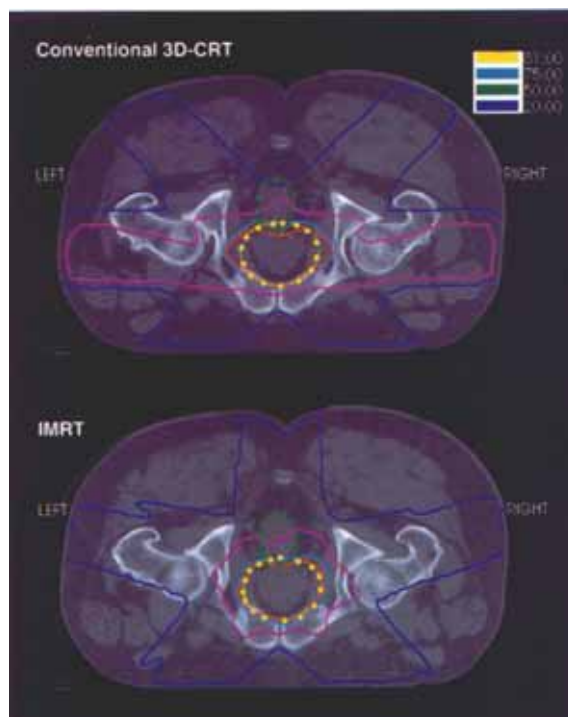
- Con respecto a las diferencias en el alcance de las regiones de alta-dosis entre la IMRT y la 3D-CRT:  
Test de distinción de Wilcoxon.
- Con respecto al análisis actuarial de la toxicidad del tratamiento: Método de Kaplan-Meier.
- Con respecto a las diferencias entre las tasas de incidencias: Test de distinción Mantel log.

Intercomparación dosimétrica entre un diseño con 3D-CRT y otro con IMRT

En la figura 16 las distribuciones de isodosis en ambas técnicas indican que la planificación IMRT cubre mejor el tumor con los 81 Gy. El DVH del volumen blanco, figura 17, muestra que mientras el 99% del PTV recibe 81 Gy con IMRT, la misma dosis es suministrada en el 94% del PTV con 3D-CRT. Esta última figura también demuestra que la IMRT reduce el volumen de:

- ↪ la pared rectal en el intervalo de dosis 50 - 70 Gy,
- ↪ la pared de la vejiga en el intervalo de dosis 55 - 85 Gy, y
- ↪ las cabezas femorales en el intervalo de dosis 25 - 60 Gy.

Figura 16 Comparación de distribuciones de dosis entre las técnicas 3D-CRT y IMRT



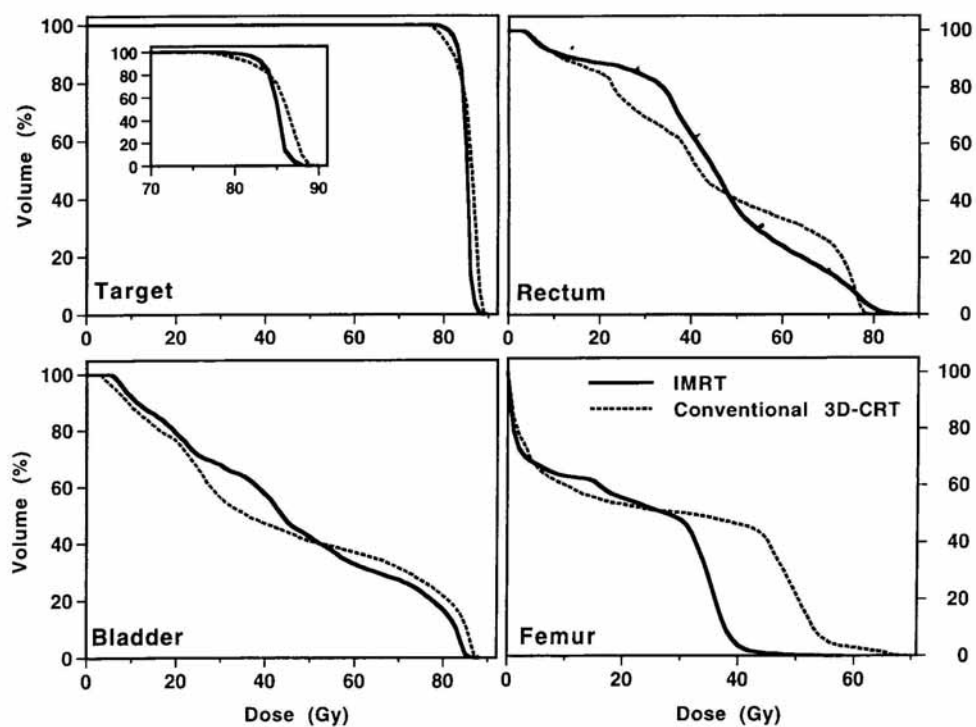


Figura 17 Histogramas dosis-volumen del PTV, de la pared rectal, de la vejiga y de las cabezas femorales de ambas técnicas de irradiación. El DVH insertado en el del PTV, demuestra la región de alta dosis.

Con el fin de evaluar más extensamente las diferencias anteriormente encontradas, se seleccionaron de forma arbitraria 20 pacientes, sobre los cuales se planificaron los tratamientos con ambas técnicas. En la figura 18 se presentan 3 histogramas frecuenciales que indican lo siguiente:

*Histograma A:* Este histograma nos indica que el mayor porcentaje de PTV que recibe la dosis prescrita de 81 Gy corresponde a técnica de IMRT. Es decir, la diferencia entre ambas técnicas es significativa ( $p < 0.01$ ) en cuanto al porcentaje de PTV cubierto por la dosis prescrita.

*Histogramas B y C:* Indican que tanto el porcentaje de volumen de la pared rectal como de la pared de la vejiga es más bajo con la técnica de IMRT que con la de 3D-CRT. Siendo significativas las diferencias entre ambas técnicas ( $p < 0.01$ ).

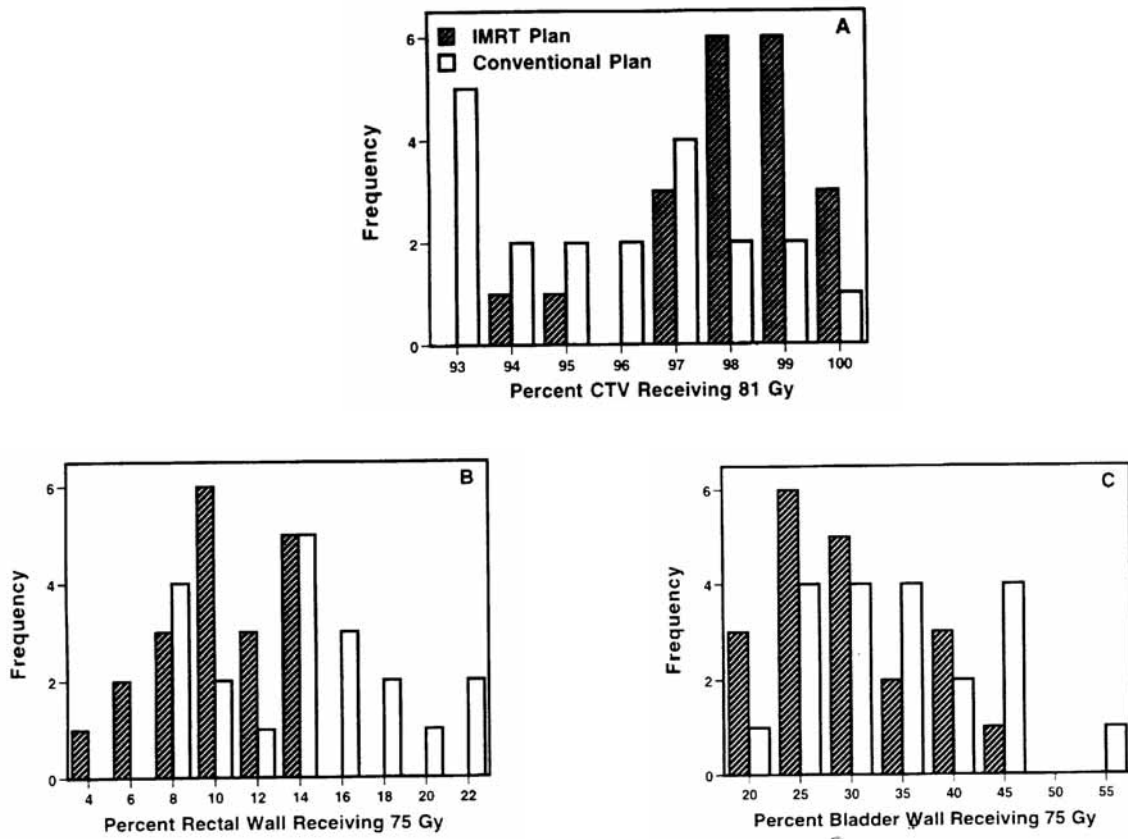


Figura 18 Histogramas frecuenciales en los que se muestran la comparación entre ambas técnicas de: los porcentajes de volumen de PTV cubierto con la dosis prescrita (A) y los porcentajes de volumen de la pared rectal y de la vejiga que reciben una dosis de 75 Gy.

Estos valores sugieren, de forma global, que la conformación se mejora con la IMRT, comparada con la 3D-CRT.

## Intercomparación de resultados clínicos entre ambas técnicas de irradiación

En las tablas 1, 2, 3 y 4 se comparan las toxicidades agudas y tardías producidas por ambas técnicas.

Tabla 1: Toxicidad urinaria aguda para pacientes tratados con 81 Gy

Grado de toxicidad	IMRT (%)	3D-CRT (%)
Ninguna	29/171 (17)	6/61 (10)
Grado 1	79/171 (46)	28/61 (46)
Grado 2	62/171 (36)	26/61 (42)
Grado 3	1/171 (0.5)	1/61 (2)
Grado 4	0	0

Tabla 2: Toxicidad rectal aguda para pacientes tratados con 81 Gy

Grado de toxicidad	IMRT (%)	3D-CRT (%)
Ninguna	92/171 (54) <sup>a</sup>	24/61 (39)
Grado 1	56/171 (33)	28/61 (46)
Grado 2	23/171 (12)	9/61 (15)
Grado 3	0	0
Grado 4	0	0

<sup>a</sup> P = 0.05

Tabla 3: Toxicidad urinaria tardía para pacientes tratados con 81 Gy.

Grado de toxicidad	IMRT (%)	3D-CRT (%)	Valor P
Ninguna	142/171 (83)	50/61 (82)	0.7
Grado 1	13/171 (8)	7/61 (11)	0.3
Grado 2	16/171 (9)	3/61 (5)	0.3
Grado 3	0	1 (2)	0.1
Grado 4	0	0	-

Tabla 4: Toxicidad rectal tardía para pacientes tratados con 81 Gy.

Grado de toxicidad	IMRT (%)	3D-CRT (%)	Valor P
Ninguna	156/171 (91)	48/61 (79)	0.09
Grado 1	13/171 (8)	4/61 (6)	0.8
Grado 2	1/171 (0.5)	8/61 (13)	0.0001
Grado 3	1/171 (0.5)	1/61 (2)	0.4
Grado 4	0	0	-

En ellas se puede observar, que en el caso de la toxicidad urinaria aguda y tardía no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos tratamientos. Sin embargo, en el caso de la toxicidad rectal aguda sí existe diferencia estadísticamente significativa el no tener este tipo de toxicidad con el tratamiento con IMRT y de igual forma en el caso de la toxicidad rectal tardía.

La figura 19 nos muestra que el riesgo de sangrado rectal a los 2 años es del 2% para los pacientes tratados con IMRT, siendo del 10 para los pacientes tratados con 3D-CRT.

Considerando que las toxicidades urinarias y de recto son mayoritariamente dependientes del volumen irradiado, en el estudio realizado se demuestra que con la técnica de IMRT se irradia un volumen significativamente menor que con la técnica de 3D, y esto es consistente con la reducción del sangrado rectal observado en el grupo de los pacientes tratados con IMRT.

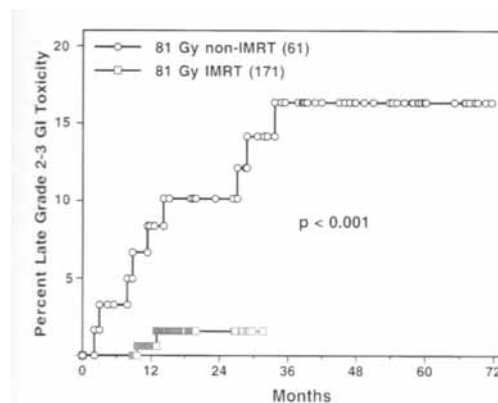


Figura 19 Comparación de la incidencia actuarial en el sangrado rectal tardío de grado 2 y 3 entre las técnicas 3D-CRT y IMRT para pacientes que han recibido dosis de 81 Gy.

### ***Distribución de tiempos en el tratamiento con 3D-CRT y con IMRT.***

La distribución de tiempos medida en el Memorial para ambas técnicas fue la siguiente:

A partir de las medidas de tiempos efectuadas en 138 pacientes tratados con 3D-CRT entre abril de 1995 y marzo de 1996 se obtuvo que la duración media por sesión fue de  $17.7 \pm 0.1$  min. En el caso de la IMRT fue de:  $16.5 \pm 0.07$  min para un total de pacientes de 140 entre abril de 1997 y marzo de 1998. En estos tiempos está incluido el posicionamiento inicial y la adquisición semanal de la imagen portal.

### ***FUTURAS INVESTIGACIONES SOBRE LA IMRT***

Las áreas sobre las que se está investigando hoy día en el mundo de la IMRT son las siguientes:

✓ Optimización de la IMRT:

- Homogeneidad e inhomogeneidad de la dosis y su implicación en los modelos biológicos con relación a los parámetros tales como la dosis uniforme equivalente, la probabilidad de control tumoral o la probabilidad de complicaciones en el tejido normal.
- La efectividad de los modelos biológicos.
- Métodos que aceleren y afinen los procesos de optimización, como los métodos de Monte Carlo en ordenadores con mayor velocidad de computación.
- Desarrollo de modalidades de imagen no invasiva (como la resonancia magnética de imagen espectroscópica tridimensional, MRS) que permitan definir con mayor exactitud las lesiones dominantes intra-prostáticas, con lo que se reducirán los márgenes que actualmente se consideran, y permitirán mejoras en la optimización (20).
- Estrategias de intensidad modulada que impliquen la existencia de regiones de alta y baja dosis y su relación con la probabilidad estadística que incrementando o disminuyendo la

intensidad de la dosis en cualquier punto mejorará el control tumoral y la reducción al máximo de la toxicidad. Hacer este tipo de planteamientos es correcto porque existen zonas del CTV con alta probabilidad de que el tumor se encuentre metabólicamente y clonógicamente activo y, por tanto, el riesgo de progresión sea alto, y otras zonas donde el riesgo de progresión es más bajo.

✓ Administración de la IMRT:

- Láminas más finas en los colimadores multiláminas
- Exactitud en el posicionamiento diario del paciente. Esto implica, mejora de los dispositivos de posicionamiento y de inmovilización.
- Automatización de los procesos asociados a la administración de la IMRT

✓ Verificación de la dosis en IMRT:

Desarrollo de diferentes herramientas dosimétricas como:

- la dosimetría por resonancia magnética de geles.
- la dosimetría a salida de paciente con sistemas EPID.

✓ Investigación clínica:

Estudios factibles sobre varias localizaciones tumorales que permitan encontrar mayor potencialidad y categorizar soluciones a la IMRT, incluyendo criterios de optimización, y estrategias de fraccionamiento con IMRT.

## CONCLUSIONES

A continuación se detallan las conclusiones más generalizadas que aparecen en la mayoría de los artículos que hablan del tratamiento radioterápico con intensidad modulada:

- La modulación de la intensidad ofrece un importante grado de libertad adicional, y un control más grande sobre las distribuciones de dosis.
- La utilización de haces con intensidad modulada generalizada permite una optimización de la

planificación del tratamiento con una mayor potencialidad de mejora que aquellos tratamientos que no utilicen este tipo de haces.

- Deben ser tomadas en cuenta consideraciones radiobiológicas con el fin de ajustar de forma adecuada el tamaño de las fracciones.
- El número de haces depende de la dose prescrita, de las tolerancias del tejido normal, de la arquitectura de los tejidos: formas, tamaños y localizaciones de las estructuras anatómicas.
- La IMRT es un sistema seguro, eficiente y efectivo que permite alcanzar distribuciones de dosis altamente conformadas en situaciones de tratamiento muy complejas.
- La IMRT puede ser práctica y fácilmente abordable, es decir, posee la potencialidad de administrar el tratamiento radioterápico de forma totalmente automatizada.
- En este caso, la IMRT ahorra tiempo y es menos laboriosa que la mayoría de tratamientos con 3D-CRT, dado que no se utilizan ni bloques de cerrobend®, ni cuñas.
- Es necesario disponer de dispositivos de inmovilización y de posicionamiento altamente cualificados, si no se entiende la administración de la IMRT.
- Con la IMRT, no se requieren múltiples isocentros con lo que decrecen los errores y aumenta la eficiencia.
- Y en el caso de la próstata la aportación fundamental es el poder escalar dosis hasta 86,4 Gy con dosis aceptables en el recto y en la vejiga.

## ***PUBLICACIONES SOBRE LA RADIOTERAPIA CON INTENSIDAD MODULADA***

### **ARTÍCULOS**

#### **Experiencia clínica con IMRT**

Low, D.A., Zhu, X.R., Purdy, J.A., Soderstrom, S. The influence of angular misalignment on fixed-portal intensity modulated radiation therapy, *Med. Phys.* 24, 1123-1139, 1997.

Matic, S., Low, D.A. Low, whole-body dose from tomotherapy delivery, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 42, 229-232, 1998.

Butler, E.B., Woo, S.Y., Grant, W. III, Nizin, P.S. Clinical realization of 3D conformal intensity modulated radiotherapy.

Letter to the Editor, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 32, 1547, 1995.

Carol, M.P., Grant, W.H., 3rd, Pavord, D., Eddy, P., Targovnik, H.S., Butler, B., Woo, S., Figura, J., Onufrey, V., Grossman, R., Selkar, R. Initial clinical experience with the Peacock intensity modulation of a 3-D conformal radiation therapy system. *Stereotact Funct Neurosurg* 66, 30-34, 1996.

Low, D.A., Mutic, S. Abutment-region dosimetry for sequential arc IMRT delivery, *Phys. Med. Biol.* 42, 1465-1470, 1997.

Low, D.A., Gerber, R.L., Mutic, S., Purdy, J.A. Phantoms for IMRT dose distribution measurement and treatment verification, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 1231-1235, 1998.

Ling, C.C., Burman, C., Chui, C.S., Kutcher, G.J., Leibel, S.A., LoSasso, T., Mohan, R., Bortfeld, T., Reinstein, L., Spirou, S., Wang, X.H., Wu, Q., Zelefsky, M., Fuks, Z. Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely-planned

intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35, 721-30, 1996.

Low, D.A., Mutic S. A commercial IMRT treatment planning dose calculation algorithm, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 41, 933-937, 1998.

Mohan, R., Wu, Q., Wang, X., Stein, J. Intensity modulation optimization, lateral transport of radiation, and margins. *Med. Phys.* 23, 2011-21, 1996.

Low, D.A., Chao, K.S.C., Mutic, S., Gerber, R.L., Perez, C.A., Purdy, J.A. Quality assurance of serial tomotherapy for head and neck patient treatments, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 42, 681-692, 1998.

Tsai, J-S., Wazer, D. E., Ling, M. N., Wu, J. K., Fagundes, M., DiPetrillo, T., Kramer, B., Koistinen, M., Engler, M. J. Dosimetric verification of the dynamic intensity-modulated radiation therapy of 92 patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 1213-1230, 1998.

Low, D.A., Mutic, S., Dempsey, J.F., Gerber, R.L., Bosch, W.R., Perez, C.A., Purdy, J.A. Quantitative dosimetric verification of an IMRT planning and delivery system, *Radiother. and Oncol.* 49, 305-316, 1998.

Verellen, D., Linthout, N., van den Berge, D., Bel, A., Storme, G. Initial experience with intensity-modulated conformal radiation therapy for treatment of the head and neck region. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 39, 99-114, 1997.

Low, D.A., Dempsey, J.F., Venkatesan, R., Mutic, S., Haacke, E.M., Purdy, J.A. Evaluation of polymer gels and MRI as a 3D dosimeter for intensity modulated radiation therapy, *Med. Phys.* 26, 1542-1551, 1999.

Woo, S.Y., Sanders, M., Grant, W.H., Butler, E.B. Does the "Peacock" have anything to do with radiotherapy? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 29, 213-4, 1994.

## Potencialidad clínica de la IMRT

Boyer, A.L., Geis, P., Grant, W., Carol, M. Modulated beam conformal therapy for head and neck tumors. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 39, 227-36, 1997.

Esik, O., Bortfeld, T., Bendl, R., Nemeth, G., Schlegel, W. Inverse radiotherapy planning for a concave-convex PTV in cervical and upper mediastinal regions. Simulation of radiotherapy using an Alderson-RANDO phantom. Planning target volume. *Strahlenther. Onkol.* 173, 193-200, 1997.

Smitt, M.C., Li, S.D., Shostak, C.A., Chang, W., Boyer, A.L. Breast-conserving radiation therapy: potential of inverse planning with intensity modulation. *Radiology* 203, 871-6, 1997.

Woo, S.Y., Grant, W.H. 3<sup>rd</sup>, Bellezza, D., Grossman, R., Gildenberg, P., Carpentar, L.S., Carol, M., Butler, E.B. A comparison of intensity modulated conformal therapy with a conventional external beam stereotactic radiosurgery system for the treatment of single and multiple intracranial lesions. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35, 593-7, 1996.

## Planificación del tratamiento con MLC

Bortfeld, T.R., Boyer, A.L., Schlegel, W., Kahler, D.L., Waldron, T.J. Realization and verification of three-dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 30, 899-908, 1994.

Bortfeld, T.R., Kahler, D.L., Waldron, T.J., Boyer, A.L. X-ray field compensation with multileaf collimators. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28, 723-730, 1994.

Chui C.S., LoSasso T., Spirou S. Dose calculation for photon beams with intensity modulation generated by dynamic jaw or multileaf collimations, *Med. Phys.* 21, 1237-1244, 1994.

Convery, D.J., Rosenbloom, M.E. The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys. Med. Biol.* 37, 1359-1374, 1992.

Convery, D.J., Rosenbloom, M.E. Treatment delivery accuracy in intensity-modulated conformal radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 40, 979-999, 1995.

De Neve, W., De Wagter, C., De Jaeger, K., Thienpont, M., Colle, C., Derycke, S., Schelfhout, J. Planning and delivering high doses to targets surrounding the spinal cord at the lower neck and upper mediastinal levels: static beam-segmentation technique executed with a multileaf collimator. *Radiother. Oncol.* 40, 271-9, 1996.

Dirkx, M.L., Heijmen, B.J., Korevaar, G.A., van Os, M.J., Stroom, J.C., Koper, P.C., Levendag, P.C. Field margin reduction using intensity-modulated x-ray beams formed with a multileaf collimator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 38, 1123-9, 1997.

Galvin, J.M., Xuan-Gen Chen, Smith, R.M. Combining multileaf fields to modulate fluence distributions. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 27, 697-705, 1993.

Hansen, V.N., Evans, P.M., Shentall, G.S., Helyer, S.J., Yarnold, J.R., Swindell, W. Dosimetric evaluation of compensation in radiotherapy of the breast: MLC intensity modulation and physical compensators. *Radiother. Oncol.* 42, 249-56, 1997.

Kallman, P., Lind, B., Eklof, A., Brahme, A. Shaping of arbitrary dose distributions by dynamic multileaf collimation. *Phys. Med. Biol.* 33, 1291-1300, 1988.

Mageras, G.S., Podmaniczky, K.C., Mohan, R. A model for computer-controlled delivery of 3-D conformal treatments. *Med. Phys.* 19, 945-53, 1992.

Mohan, R. Field shaping for three-dimensional conformal radiation therapy and multileaf collimation. In: Tepper, J.E., Kutcher, G.J., Mohan, R. eds. *Seminars in Radiation Oncology: Innovations in treatment delivery.* 5, 86-99, 1995.

Mohan, R., Ling, C., Stein, J., Wang, X. The number of beams in intensity modulated treatments. Letter to the editor. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34, 758-759.

Spirou, S.V., Chui, C.S. Generation of arbitrary fluence profiles by dynamic jaws or multileaf collimators. *Med. Phys.* 21, 1031-1041, 1994.

Stein, J., Bortfeld, T., Dorschel, B., Schlegel, W. Dynamic x-ray compensation for conformal radiotherapy by means of multileaf collimation. *Radiother. Oncol.* 32, 163-73, 1994.

- Svensson, R., Kallman, P., Brahme, A. Analytical solution for the dynamic control of multileaf collimators. *Phys. Med. Biol.* 39, 37-61, 1994.
- van Santvoort, J.P., Heijmen, B.J. Dynamic multileaf collimation without 'tongue-and-groove' underdosage effects. *Phys. Med. Biol.* 41, 2091-105, 1996.
- Webb, S., Bortfeld, T., Stein, J., Convery, D. The effect of stair-step leaf transmission on the 'tongue-and-groove problem' in dynamic radiotherapy with a multileaf collimator. *Phys. Med. Biol.* 42, 595-602, 1997.
- Yu, C.X. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys. Med. Biol.* 40, 1435-1449, 1995.
- Yu, C.X., Symons, M.J., Du, M.N., Martinez, A.A., Wong, J.W. A method for implementing dynamic photon beam intensity modulation using independent jaws and a multileaf collimator. *Phys. Med. Biol.* 40, 769-87, 1995.
- Yu, C.X., Symons, M.J., Wong, J.W. Dynamic modulation of photon beam intensity. *Medicamundi (Netherlands)* 39, 124-9, 1994.
- Yu, C.X., Symons, M.J., Du, M.N., Martinez, A.A., Wong, J.W. A method for implementing dynamic photon beam intensity modulation using independent jaws and multileaf collimator. *Phys. Med. Biol.* 40, 769-787, 1995.

## Planificación del tratamiento con el colimador MIMiC

- Carol, M.P. Peacock: A system for planning and rotational delivery of intensity-modulated fields. *Int. J. Imaging Syst. Technol.* 6, 56-61, 1995.
- Carol, M.P., Grant, W.H., Bleier, A.R., Kania, A.A., Targovnik, H., Butler, B., Woo, S. The field-matching problem as it applies to the Peacock three-dimensional conformal system for intensity modulation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34, 183-187, 1996.
- Oldham, M., Webb, S. Intensity-modulated radiotherapy by means of static tomotherapy: a planning and verification study. *Med. Phys.* 24, 827-36., 1997.
- Webb, S., Oldham, M. A method to study the characteristics of 3D dose distributions created by superposition of many intensity-modulated beams delivered via a slit aperture with multiple absorbing vanes. *Phys. Med. Biol.* 41, 2135-53, 1996.
- Wu, A., Johnson, M., Chen, A.S., Kalnicki, S. Evaluation of dose calculation algorithm of the Peacock system for multileaf intensity modulation collimator. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 36, 1225-31, 1996.

## Tomotherapy

- Kneschaurek, P. [Tomotherapy: a new concept in the dynamic conformal radiotherapy] Tomotherapie: ein neues Konzept zur dynamischen Konformations-strahlentherapie. *Strahlenther. Onkol.* 170, 483-484, 1994.
- Mackie, T.R., Holmes, T., Swerdloff, S., Reckwerdt, P., Deasy, J.O., Yang, J., Paliwal, B., Kinsella, T., Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med. Phys.* 20, 1709-19, 1993.
- Mackie, T.R., Holmes, T.W., Reckwerdt, P.J., Yang, J. Tomotherapy: optimized planning and delivery of radiation therapy. *Int. J. Imaging Syst. Technol.* 6(1), 43-55, 1995.

## Otros métodos de IMRT (*partículas cargadas, compensadores, etc.*)

- Carlsson, A.K., Andreo, P., Brahme, A. Monte Carlo and analytical calculation of proton pencil beams for computerized treatment plan optimization. *Phys. Med. Biol.* 42, 1033-53, 1997.
- Cattaneo, G.M., Fiorino, C., Lombardi, P., Calandrino, R. Optimizing the movement of a single absorber for 1D non-uniform dose delivery by (fast) simulated annealing. *Phys. Med. Biol.* 42, 107-21, 1997.
- Coutrakon, G., Bauman, M., Lesyna, D., Miller, D., Nusbaum, J., Slater, J., Johanning, J., Miranda, J., DeLuca, P.M. Jr., Siebers, J., et al. A prototype beam delivery system for the proton medical accelerator at Loma Linda. *Med. Phys.* 18, 1093-9, 1991.
- Daftari, I., Petti, P.L., Collier, J.M., Castro, J.R., Pitluck, S. Evaluation of fixed- versus variable-modulation treatment modes for charged-particle irradiation of the gastrointestinal tract. *Med. Phys.* 20, 1387-98, 1993.
- Evans, P.M., Hansen, V.N., Mayles, W.P., Swindell, W., Torr, M., Yarnold, J.R. Design of compensators for breast radiotherapy using electronic portal imaging. *Radiother. Oncol.* 37, 43-54, 1995.
- Fiorino, C., Fossati, V., Ardesi, A., Cattaneo, G. M., del Vecchio, A., Fusca, M., Longobardi, B., Signorotto, P., Calandrino, R. Development of a computer-controlled moving bar (CCMB) conformal technique for neck irradiation. *Radiother. and Oncol.* 27, 167-170, 1993.
- Fiorino, C., Lev, A., Fusca, H., Cattaneo, G.M., Rudello, F., Callandrino, R. Dynamic beam modulation by using a single computer-controlled absorber. *Phys. Med. Biol.* 40, 221-40, 1995.
- Kuchnir, F.T., Watson-Bullock, S., Reft, C.S., Hallahan, D. 3-D treatment planning and dose delivery verification integrating a variety of state-of-the-art techniques: a case report. *Med. Dosim.* 16, 225-32, 1991.
- Leavitt, D.D., et al. Dynamic field shaping to optimize stereotactic radiosurgery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 1247-1255, 1991.
- Leavitt, D.D., Martin, M., Moeller, J.H., Lee, W.L. Dynamic wedge field techniques through computer-controlled collimator motion and dose delivery. *Med. Phys.* 17, 87-91, 1990.
- Lief, E.P., Larsson, A., Humm, J.L. Electron dose profile shaping by modulation of a scanning elementary beam. *Med. Phys.* 23, 33-44, 1996.
- Low, D.A., Li, Z., Klein, E.E. Verification of milled two-dimensional photon compensating filters using an electronic portal imaging device. *Med. Phys.* 23, 929-38, 1996.
- Nedzi, L.A., Kooy, H.M., Alexander, E. III, Svensson, G.K., Loeffler, J.S. Dynamic field shaping for stereotactic radiosurgery: a modeling study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 25, 859-869, 1993.
- Urie, M.M., Goitein, M. Variable versus fixed modulation of proton beams for treatments in the cranium, *Med. Phys.* 16, 593-601, 1989.

## Optimización

- Bortfeld, T., Schlegel, W. Optimization of beam orientations in radiation therapy: some theoretical considerations. *Phys. Med. Biol.* 38, 291-304, 1993.
- Bortfeld, T., Burkelbach, J., Boesecke, R., Schlegel, W. Methods of image reconstruction from projections applied to conformation radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 35, 1423-34, 1990.
- Brahme, A. Optimisation of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiother. Oncol.* 12, 129-40, 1988.
- Chen, Z., Wang, X., Bortfeld, T., Mohan, R., Reinstein, L. The influence of scatter on the design of optimized intensity modulations. *Med. Phys.* 22, 1727-33, 1995.
- Evans, P.M., Hansen, V.N., Swindell, W. The optimum intensities for multiple static multileaf collimator field compensation. *Med. Phys.* 24, 1147-56, 1997.
- Gustafsson, A., Lind, B.K., Svensson, R., Brahme, A. Simultaneous optimisation of dynamic multileaf collimation and scanning patterns of compensation filters using a generalised pencil beam algorithm. *Med. Phys.* 22, 1141-1156, 1995.
- Hyodynmaa, S., Gustafsson, A., Brahme, A. Optimization of conformal electron beam therapy using energy- and fluence-modulated beams. *Med. Phys.* 23, 659-66, 1996.
- Kutcher, G.J., Burman, C. Calculation of complication probability factors for non-uniform normal tissue irradiation: the effective volume method. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 16, 1623-1630, 1989.
- Stein J., Mohan R., Wang X.H., Bortfeld T., Wu Q., Preiser K., Ling C.C., Schlegel W. Number and orientations of beams in intensity-modulated radiation treatments. *Med. Phys.* 24, 149-60, 1997.
- Wang, X.H., Mohan, R., Jackson, A., Leibel, S.A., Fuks, Z., Ling, C.C. Optimization of intensity-modulated 3D conformal treatment plans based on biological indices. *Radiother. Oncol.* 37, 140-152, 1995.
- Webb, S. Optimising the planning of intensity-modulated radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 39, 2229-2246, 1994.
- Webb, S. Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity. *Phys. Med. Biol.* 37, 1689-1704, 1992.
- Webb, S. Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator. *Phys. Med. Biol.* 36, 1201-26, 1991.

## Validación y control de calidad

- Chui C.S., Spirou S., LoSasso T. Testing of dynamic multileaf collimation, *Med. Phys.* 23, 635-641, 1996.
- Followill, D., Geis, P., Boyer, A. Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 38, 667-72, 1997.
- Kirby, M.C., Williams, P.C. The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 31, 593-603, 1995.
- Low, D.A., Zhu, X.R., Purdy, J.A., Soderstrom, S. The influence of angular misalignment on fixed-portal intensity modulated radiation therapy. *Med. Phys.* 24, 1123-39, 1997.
- Wang, X.H., Spirou, S., LoSasso, T., Stein, J., Chui, C.S., Mohan, R. Dosimetric verification of intensity-modulation fields. *Med. Phys.* 23, 317-327, 1996.

# LIBROS Y CAPÍTULOS DE LIBROS

## Experiencia clínica con IMRT

Grant W. Experience with intensity modulated beam delivery. In: Mackie, T.R., Palta, J. eds. Teletherapy: Present and Future. Advanced Medical Publishing, Madison, WI 1996. 793-803.

Sternick, E.S., ed. The Theory and Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy, Madison:Advanced Medical Publishing, 1997, 75-90.

Sternick, E. S., Carol, M. P., Grant, W. H. III Intensity-modulated Radiotherapy In: Treatment Planning in Radiation Oncology, F.M. Khan and R.A. Potish, Eds. William & Wilkins, Baltimore: pp 187-213, 1997.

## Planificación del tratamiento con MLC

Boyer, A.L. Radiation Therapy Beam Modulation Techniques. In: Purdy, J.A., Fraass, B.A., eds. RSNA Categorical Course in Physics: Three-dimensional Radiation Therapy Treatment Planning. Chicago, IL: RSNA Publications, 1994, 131-139.

Curran, B.H. Conformal therapy using a multileaf intensity modulating collimator, In: Sternick, ES, ed. The Theory and Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy, Madison:Advanced Medical Publishing, 1997, 75-90.

Mohan, R. Intensity modulation in radiotherapy. In: Mackie, T.R., Palta, J. eds. Teletherapy: Present and Future. Advanced Medical Publishing, Madison, WI: 761-792,1996.

## Planificación del tratamiento con el colimador MIMiC

Carol, M.P. Beam modulation conformal radiotherapy. In Purdy JA, Emami B eds. 3D Radiation Treatment Planning and Conformal Therapy. Madison, Wisconsin, Medical Physics Publishing, 1993, 435-445.

## ABSTRACTS AMPLIADOS

### Posicionamiento del paciente e inmovilización

Campbell, R. C., Carol, M., Curran, B. H., Huber, R., Nash, R., Rosen, B., Richard, W. D., The application of positional and dose distribution information in the treatment room. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 191-194, 1997.

Fitchard, E. E., Aldridge, J.S., Reckwerdt, P.J., Mackie, T.R., Registration of tomotherapy patients using CT projection files. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 185-187, 1997.

Riker, R. J., Carol, M. P., DeNisi, J. A., Fang, W. Human factors problems in optimization and evaluation of RT image coregistration. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 241-242, 1997.

### Planificación del tratamiento con MLC

Balog, J., Angelos, L., Mackie, T. R., Reckwerdt, P., Dose computation for a one dimensional multileaf collimator. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 434-436, 1997.

Bleier, A. R., Carol, M. P., Curran, B. H., Holmes, T. W., Kania, A. A., Lalonde, R. J., Larson, L. S., Sternick, E. S. Dose calculation for intensity-modulated radiotherapy using finite size pencil beams derived from standard measured data. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 437-440, 1997.

Bortfeld, T.R., Boyer A.L., Schlegel, W., Kahler, L., Waldron, T.J. Experimental verification of multileaf modulated conformal radiotherapy. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 180-181.

Boyer, A.L., Bortfeld, T.R., Kahler, L., Waldron, T.J. MLC modulation of x-ray beams in discrete steps. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 178-9.

Boyer, A.L. Delivery of intensity-modulated treatments with dynamic multileaf collimator. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 13-15, 1997.

Convery, D, Webb, S. Calculation of the distribution of head-scattered radiation in dynamically-collimated MLC fields. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 350-353, 1997.

Haedinger, U., Kubesch, R., Neumann, M., Richter, J., Schlegel, W. Development of a micro controller based control system for a dynamic multi leaf collimator. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 354-356, 1997.

Hill, R W., Curran, B. H., Strait, J. P., Carol, M. P. Delivery of intensity modulated radiation therapy using computer-controlled multileaf collimators with the CORVUS inverse treatment planning system. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 394-397, 1997.

Holmes, T. W., Bleier, A. R., Carol, M. P., Curran, B. H., A. A. Kania, R. J. Lalonde, L. S. Larson, E. S. Sternick. The effect of MLC leakage on the calculation and delivery of intensity modulated radiation therapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 346-349, 1997.

Lalonde, R. J., Bleier, A. R., Carol, M., Curran, B., Holmes, T., Kania, A., Sternick, E. S. Penumbra modeling for intensity-modulated radiation therapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 218, 1997.

Richter, J., Neumann, M., Bortfeld, T. Dynamic multi leaf collimator rotation techniques versus intensity modulated fixed fields. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 335-337, 1997.

Schlegel, W., Pasty, O., Kubesch, R., Stein, J., Diemer, T., Hover, K., Rhein B. A computer controlled micro-multileaf-collimator for stereotactic conformal radiotherapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 79-82, 1997.

Shiu, A. S., Wong, J., Ewton, J. E., Rittichier, H. E., Tung, S. S., Dong, L. Computer-controlled miniature multileaf collimator. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 83-85, 1997.

Stein, J., Bortfeld, T., Dorschel, B., Schlegel, W. X-ray intensity modulation by dynamic multileaf collimation. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 174-175.

Stein, J., Hartwig, K., Levegrun, S., Zhang, G., Preiser, K., Rhein, B., Debus, J., Bortfeld, T. Intensity-modulated treatments: compensators vs. multileaf modulation. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 338-341, 1997.

Sternick, E. S., Bleier, A. R., Carol, M. P., Curran, B. H., Holmes, T. W., Kania, A. A., Lalonde, R. J., Larson, L. S. Intensity modulated radiation therapy: what photon energy is best? In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 418-419, 1997.

Sutleif, S. G., Philips, M., Kalet, H. I. J., Cho, P. S. Integration and verification of intensity-modulated radiation therapy into a computer treatment planning program (prism). In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 441-444, 1997.

Svensson, R., Kallman, P., Brahme, A. Realisation of physical and biological dose optimisation using dynamic multileaf collimation. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 56-57.

Verhey, L. J., Xia, P., Akazawa, P. Intensity modulation for head and neck lesions using multiple static multileaf collimator (MLC) fields. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 327-328, 1997.

Webb, S., Convery, D. J., Bortfeld, T., Stein, J. A general analysis of the "tongue-and-groove effect" in dynamic multileaf collimator therapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 342-345, 1997.

Yu, C.X., Jaffray, D. A., Wong, J.W. Calculating the effects of intra-treatment organ motion on dynamic intensity modulation. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 231-233, 1997.

Yu, C.X., Wong, J.W. Dynamic photon beam intensity modulation. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 182-3.

## Planificación del tratamiento con el colimador MIMiC

Carol, M.P., Targovnik, H., Campbell, C., Bleier, A., Strait, J., Rosen, B., Miller, P., Scherch, D., Huber, R., Thibadeau, B., Dawson, D., Ruff, D. An automatic 3D treatment planning and implementation system for optimised conformal therapy. In Minet, P. ed. Three-Dimensional Treatment Planning, Liege. (Proceedings of the EAR Conference in Geneva at WHO; October 1992.) 1993, 173-187.

Carol, M.P., Bleier, A.R., Campbell, R.C., Search, J.D. An automatic 3-D conformal treatment planning system for linear accelerator based beam modulation radiotherapy. In: Hounsell, A.R., et al, eds. Proceedings of the XIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy. Manchester, England: 1994, 108-109.

Oldham, M., Webb, S. A 9 field static tomotherapy planning and delivery study. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 398-401, 1997.

## Tomotherapy

Deasy, J. O., Shepard, D. M., Mackie, T. R. Distal edge tracking: a proposed delivery method for conformal proton therapy using intensity modulation. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 406-409, 1997.

Fang, G. Y., Geiser, B., Mackie, T. R. Software system for the UW/GE tomotherapy prototype. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 332-334, 1997.

Mackie, T. R., Aldridge, S., Angelos, L., Balog, J., Coon, S., Fang, G., Fitchard, E., Geiser, B., Glass, M., Iosevich, S., Kapatoes, J., McNutt, T., Pearson, D., Reckwerdt, P., Ruchala, K., Shepard, D., Thompson, M., Wenman, D., Yang, J., Zachman, J. Tomotherapy: rethinking the processes of radiotherapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 329-331, 1997.

McNutt, T.R., Mackie, T.R., Reckwerdt, P.J., Paliwal, B. R., Applications and implementation of the iterative convolution/superposition dose reconstruction technique. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 110-112, 1997.

### ***Otros métodos de IMRT (partículas cargadas, compensadores, etc.)***

Lomax, A. 2-D and 3-D intensity modulation for proton radiotherapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 385-387, 1997.

Svensson, R., Lind, B. K., Brahme, A. Biologically optimized dose delivery with narrow scanned photon beams - can the expected clinical outcome be improved by shortening the SSD? In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 402-405, 1997.

## **Optimización**

Ahn, S. D., Yi, B. Y., Cho, B. C., Kim, J. H., Choi, E. K., Chang, H. PC-based least square optimization algorithm for intensity modulation fields. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 429-430, 1997.

Bortfeld, T.R. Clinically relevant intensity modulation optimization using physical criteria. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 1-4, 1997.

Brahme, A., Lind, B. K. The Importance of Biological Modeling in Intensity Modulated Radiotherapy Optimization. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 5-8, 1997.

Carol, M. P., Nash, R. V., Campbell, R. C., Huber, R., Sternick, E. The development of a clinically intuitive approach to inverse treatment planning: partial volume prescription and area cost function. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 317-319, 1997.

Cho, P., Lee, S., Marks II, R. J., Redstone, J. A., Oh, S. Comparison of algorithms for intensity modulated beam optimization: projections onto convex sets and simulated annealing. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 310-312, 1997.

Nash, R. V., Carol, M. P., Huber, R. E., Campbell R. C. Incremental dose calculation optimization of inverse treatment planning for intensity modulated radiation therapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 431-433, 1997.

Preiser, K., Bortfeld, T., Hartwig, K., Schlegel, W., Stein, J. A new program for inverse radiotherapy planning. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 425-428, 1997.

Reckwerdt, P. J., Mackie, T. R., Balog, J., McNutt, T. R. Three dimensional inverse treatment optimization for tomotherapy. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 420-422, 1997.

Rowbottom, C. G., Webb, S., Oldham, M. Determination of the optimum beam configurations in radiotherapy treatment planning. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 306-309, 1997.

Sauer, O. A., Shepard, D. M., Angelos, L., Mackie, T. R. A comparison of objective functions for use in radiotherapy optimization. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 313-316, 1997.

Xing, L., Hamilton, R. J., Pelizzari, C. A., Chen, G. T. Y. Iterative algorithms for three-dimensional inverse treatment planning. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 423-424, 1997.

## **Métodos de cálculo de la dosis**

Hounsell, A. R., Wilkinson, J. M., Head scatter modelling for conformal radiotherapy and intensity modulated beams. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 216-217, 1997.

Kania, A. A., Bleier, A. R., Carol, M. P., Curran, H., Holmes, T. W., Lalonde, R. J., Larson, L. S., Rasmussen, C. E., Sternick, E. S. Computational beam model for narrow field photon radiation delivery. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 95-98, 1997.

### ***Validación y control de calidad***

Hesse, B. M., Spies, L., Groh, B., Haring, P., Hover, K. H. First results of post-treatment dose verification with mega-voltage electronic portal imaging applied to the tomotherapy concept. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 291-292, 1997.

Low, D. A., Mutic, S., Gerber, R. L., Purdy, J. A. The quantitative verification of computer-controlled intensity modulated radiation therapy dose planning and delivery - initial experience. In: Leavitt, D. D. and Starkschall, G, eds. Proc. XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy, Salt Lake City, Utah. 410-413, 1997.

## **ABSTRACTS RESUMIDOS**

### **Experiencia clínica con IMRT**

Grant, W., McGary, J., Bellezza, D., Nizin, P. Conformal treatment of the prostate utilizing intensity modulation and organ immobilization. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1023, 1997.

### ***Potencialidad clínica de la IMRT***

Kendall, R., Rosen, B. Dose escalation potential of IMRT for lung cancer. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1051, 1997.

Sheldon, J., Forster, K., Woode, R., Chui, C. Inverse planning as a vehicle for dose escalation in maxillary sinus cancer. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1052, 1997.

Woo, S.Y., Sanders, N.E., Grant, W.H., Grossman, R., Carol, M., Butler, E.B. A comparison of optimized conformal therapy with standard external beam stereotactic radiosurgery systems for the treatment of single and multiple intracranial lesions. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 27, 194, 1993.

### ***Posicionamiento del paciente e inmovilización***

Campbell, R., Carol, M., Curran, B., Huber, R., Nash, R., Richard, W., Rosen, B. The use of position sensing, ultrasound imaging, and dose distribution information for improving treatment room setup accuracy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1032-1033, 1997.

Fitchard, E., Aldridge, J., Reckwerdt, P., Mackie, T. Tomotherapy registration of helical CT projection files. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1031, 1997.

Yu, C., Jaffray, D., Wong, J., Calculating the effects of intra-treatment organ motion on dynamic intensity modulation. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 996, 1997.

### **Planificación del tratamiento con MLC**

Balog, J., Mackie, R., Wenman, D., Reckwerdt, P. Multileaf collimator inter-leaf transmission. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1006, 1997.

Bleier, A., Carol, M., Curran, B., Holmes, T., Kania, A., Lalonde, R., Larson, L., Sternick, E. Derivation of dose in small fields from broad-beam measurements for intensity-modulated radiotherapy planning. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1053, 1997.

Boyer, A., Xing, L., Geis, P., Curran, B., Holmes, T., Hill, R., Kania, A. Theory of monitor unit calculations for beam modulation with a multileaf collimator. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 997, 1997.

DeBoer, R., Brugmans, M., Wittkamper, F. An equivalent-square algorithm for the computation of output factors for irregular fields, shaped by an internal multileaf collimator. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 980-981, 1997.

Dirkx, M. P., van Santvoort, J., Heijmen, B. M. Generation of intensity modulated beam profiles on the MM50 racetrack microtron using dynamic multileaf collimation. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 997, 1997.

Forster, K., Sheldon, J., Chui, C., Ling, C., Lutz, W. Inverse planning for head and neck sites: does a mini-MLC provide advantages? In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1052-1053, 1997.

Holmes, T., Bleier, A., Carol, M., Curran, B., Kania, A., Lalonde, R., Larson, L., Sternick, E. The effect of MLC leakage on the calculation and delivery of intensity modulated radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 997, 1997.

Lalonde, R., Bleier, A., Carol, M., Curran, B., Holmes, T., Kania, A., Sternick, E. Penumbra modeling for intensity-modulated radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1077, 1997.

Xia, P., and Verhey, L. Intensity modulation with static MLC fields. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 996, 1997.

### **Planificación del tratamiento con el colimador MIMiC**

Bleier, A. R., Kania, A. A., Campbell, R. C., Scherch, J. D., Curran, B. H., Carol, M. P., Sternick, E.S. Dose Calculation for Intensity-Modulated Radiotherapy. In: Proc. 38th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Philadelphia, PA. Med. Phys. 23, 1074, 1996.

Carol, M.P., Targovnik, H., Smith, D., Cahill, D. 3-D planning and delivery system for optimized conformal therapy. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 24, 159, 1992.

### **Tomotherapy**

Fang, G. A detector system for dose and image verification for a tomotherapy prototype unit. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 998, 1997.

### ***Otros métodos de IMRT (partículas cargadas, compensadores, etc.)***

Carol, M., Dawson, D., Spies, R. A binary volume delivery system for temporal-based intensity modulation radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 996-997, 1997.

- Roberson, P., Narayana, V., McLaughlin, P., Lam, K., Fraass, B., McShan, D. Use of dose compensating filters in lieu of segmented intensity modulation. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 996, 1997.
- Salter, B., Hevezi, J., Boyer, A., Lancaster, J., Marbach, J., Mira, J. The clinical potential of high energy, intensity and energy modulated electron beams optimized for conformal radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1023, 1997.
- Spirou, S., Chui, C. Combining electron beams with intensity-modulated photon beams for improved organ sparing. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1051, 1997.

## Optimización

- Carol, M., Nash, R., Campbell, R., Huber, R., Sternick, E. DVH-based inverse treatment planning: partial volume prescription and area cost function. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1078, 1997.
- Cho P., and Sutlief, S. Volume sensitive objective function for optimization of intensity beam modulation. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1078, 1997.
- Deasy, J. Hybrid mixed integer linear programming/nonlinear programming algorithms for radiotherapy optimization. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1078-1079, 1997.
- Deasy, J., Cornett, M. Potential benefit of nonuniform dose distributions delivered using intensity modulation. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1021, 1997.
- Nash, R., Campbell, R., Huber, R., Carol, M. Improving the performance of inverse treatment planning for intensity modulated radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1077, 1997.
- Rasmussen, C., Carol, M., Curran, B., Holmes, T., Kania, A., Nash, R. Exploration of the use of genetic algorithms in the optimization of beam weights in intensity modulated radiation therapy. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1079, 1997.
- Sutlief, S., Cho, P., Phillips, M. Optimization for intensity modulated beams using multiple beam kernels and slice based optimization. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 996, 1997.

## Métodos de cálculo de la dosis

- Curran, B., Boyer, A., Bleier, A., Carol, M., Hill, R., Holmes, T., Kania, A., LaLonde, R., Larson, L., Sternick, E. The effects on calculation and delivery of intensity modulated radiation therapy of varying finite pencil beam size and intensity resolution. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1030, 1997.
- Deasy, J. . Rapid pencil beam computations for optimized treatment planning based on Monte Carlo pencil beam data. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1064-1065, 1997.
- Kania, A. A., Bleier, A. R., Campbell, R. C., Scherch, J. D., Carol, M. P., Sternick, E. S., Meterset Calculation for Intensity Modulated Radiotherapy. In: Proc. 38th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Philadelphia, PA. Med. Phys. 23, 1173, 1996.
- Zhang, X., Hevezi, J., Marbach, J., Salter, B., Waggener, R. Extraction of a  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  elementary beam from broad beam profiles for use in IMRT dose calculations. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1074, 1997.

## *Validación y control de calidad*

- Curtin-Savard, A., Podgorsak, E. Verification of intensity-modulated x-ray beams with an electronic portal imaging device. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 998, 1997.
- Engler, M., Tsai, J., Wu, J., DiPetrillo, T., Wazer, D. Practical quality standards for implementing a dynamic intensity modulated radiation therapy (IMRT) system. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1077-1078, 1997.
- Low, D., Harms, W., Mutic, S., Purdy, J. Dose distribution comparisons for conventional and IMRT 3D treatment planning systems. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 1075, 1997.
- Low, D., Mutic, S., Gerber, R., Bosch, W., Purdy, J. The quantitative dosimetry verification of a commercial IMRT planning and delivery system. In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 997-998, 1997.
- Ma, L., Geis, P., Boyer, A. Quality assurance for intensity modulated conformal radiotherapy (IMCRT) using a beam imaging systems (BIS). In: Proc. 39th Ann. Mtg., Am. Assoc. of Physicists in Med., Milwaukee, WI. Med. Phys. 24, 998, 1997.

## BIBLIOGRAFÍA UTILIZADA EN ESTE TRABAJO

- (1) Michalski, J.M., Purdy, J.M., Winter, K., Roach, M., Vijayakumar, S., Sandler, H.M., Markoe, A.M., Ritter, M.A., Russell, K.J. *Preliminary report of toxicity following 3D radiation therapy for prostate cancer on 3D0G/RTOG 9406*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 46, 391-402; 2000.
- (2) Webb S. *Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator*. Phys. Med. Biol. 36(9):1201-26; 1991.
- (3) Webb S. *Optimization by simulated annealing of three-dimensional conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity*. Phys. Med. Biol. 37(8):1689-1704; 1992.
- (4) Zelefsky, M.J., Fuks, Z., Happersett, L., Lee, H.J., Ling, C.C., Burman, C.M., Hunt, M., Wolfe, T., Venkatraman, E.S., Jackson, A., Skwarchuk, M., Leibel, S.A. *Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer*. Radiother. Oncol. 55:241-249; 2000.
- (5) Spirou SV, Chui CS. *Generation of arbitrary fluence profiles by dynamic jaws or multileaf collimator*. Med. Phys. 21:1031-1041; 1994
- (6) Gustafsson A, Lind BK, Svensson R, Brahme A. *Simultaneous optimization of dynamic multileaf collimation and scanning patterns or compensation filters using a generalized pencil beam algorithm*. Med. Phys. 22:1141-1156; 1995
- (7) T. Bortfeld, W. Schlegel, C. Dykstra, S. Levegrün, and K. Preiser. *Physical vs. Biological objectives for treatment plan optimization*. Radiother. Oncol. 40:185; 1996. Letter to the editor.
- (8) R. Mohan and X.H. Wang *Physical vs. Biological objectives for treatment plan optimization*. Radiother. Oncol. 40:186-187; 1996. Letter to the editor
- (9) X.H. Wang, R. Mohan, A. Jackson, S.A. Leibel, Z. Fuks and C.C. Ling *Optimization of intensity-modulated 3D conformal treatment plans based on biological indices*. Radiother. Oncol. 37:140-152; 1995.
- (10) T. Bortfeld. *Inverse Treatment Planning*. Estro Pre-meeting workshop on Challenges in Conformal Radiotherapy. Nice, 12-13 September, 1997.
- (11) L. J. Verhey. *Intensity Modulated Radiation Therapy*. Estro Pre-meeting workshop on Challenges in Conformal Radiotherapy. Nice, 12-13 September, 1997.
- (12) S. Webb. *Inverse planning for Intensity Modulated Radiation Therapy. The role of simulated annealing*. <http://www.nomos.com/drsch4.html>
- (13) Isaac I. Rosen. *Treatment Planning for IMRT*. <http://www.nomos.com/drsch3.html>
- (14) S. Söderström and A. Brahme. *Which is the most suitable number of photon beam portals in coplanar radiation therapy*. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 33(1): 151-159; 1995.
- (15) S. Webb. *Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of the two-dimensional modulation of the x-ray intensity*. Phys. Med. Biol. 37(8): 1689-1704; 1992.

- (16) R. Stein, R. Mohan, X.H. Wang, T. Bortfeld, Q. Wu, K. Preiser, C.C. Ling, and W. Schlegel. *Number and orientation of beams in intensity-modulated radiation treatments. Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of the two-dimensional modulation of the x-ray intensity.* Med. Phys. 24:149-140; 1997.
- (17) Chui CS, Spirou SV, and LoSasso T. *Testing of dynamic multileaf collimation.* Med. Phys. 23:6315:641; 1996.
- (18) Zelefsky M.J., Leibel SA, Gaudin PB, et al. *Three – dimensional conformal radiotherapy, and dose escalatoin: where do we stand?* Semin. Radiat. Oncol. Oncol. 8:107-114; 1998.
- (19) Zelefsky, M.J., Fuks, Z., Wolfe T., Kutcher GJ., Burman, C.M., Ling CC., Venkatraman, E.S., Leibel, S.A. *Locally advanced prostate cancer: long-term toxicity outcome after three dimensional conformal radiotherapy, a dose escalation study.* Radiology. 209:169-174; 1998.
- (20) B. Pickett, E. Vigneault, J.Kurhanewicz, L. Verhey and M.. Roach. *Static Field intensity modulation to treat a dominant intra-prostatic lesion to 90 Gy compared to seven field 3-dimensional radiotherapy.* Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 43(4): 921-929; 1999.

## RADIOTHERAPIE METABOLIQUE ET CANCER DE LA PROSTATE

*Dr Henri COLLET Médecine Nucleaire CRLC Val d'Aurelle-Paul Lamarque*

La prise en charge de la douleur est un problème majeur en oncologie. Un nombre important de patients porteurs de métastases osseuses présentent des douleurs invalidantes et une dégradation sévère de leur qualité de vie alors qu'ils peuvent avoir une survie de longue durée.

### Principe

Il est d'apporter par voie systémique un radiopharmaceutique qui se concentrera de manière sélective dans le tissu cible permettant une irradiation in situ, le tissu-cible étant la réaction osseuse péri-métastatique.

### La radiothérapie métabolique

L'utilisation de l'orthophosphate marqué au Phosphore 32 date des années 40 avec une réponse dans 50 % des cas au prix d'une toxicité hématologique importante.

Actuellement trois radiopharmaceutiques sont disponibles sur le marché français :

- le chlorure de strontium 89 (Métastron®) dont l'AMM n'est donné que contre les douleurs des métastases de cancer de la prostate (émetteur  $\beta$ , période physique de 50,5 jours, énergie  $\beta$  max. = 1,49 MeV soit un parcours maximal de 8 mm dans les tissus). L'ion strontium se comporte comme l'ion calcium avec un tropisme osseux direct. L'activité injectée est de 150 MBq.
- 
- le Phosphore 32, quelle que soit la tumeur primitive (émetteur  $\beta$ , période physique de 14,3 jours, énergie  $\beta$  max. = 1,71 MeV)
- 
- le Samarium 153 – EDTMP (Quadramet®), quelle que soit la tumeur primitive (émetteur  $\beta$ , période physique de 1,95 jours, énergie  $\beta$  max. = 0,64; 0,71 et 0,81 MeV soit un parcours maximal de 3 mm dans les tissus, émetteur  $\gamma$  de 103 keV permettant la réalisation d'une scintigraphie. Il est lié à un tétraphosphate. L'activité injectée est de 37 MBq/kg.

### Effets secondaires

La tolérance immédiate est excellente.

10 à 20 % des patients signale une augmentation transitoire des douleurs vers la 48<sup>e</sup> heure.

La toxicité est surtout hématologique est qualifiée de faible à modérée ; l'effet myélo-suppresseur concerne surtout les lignées thrombocytaire et granulocytaire.

### Réalisation pratique

Leur utilisation est très simple car ils sont prêts à l'emploi. Ils sont obligatoirement administrés dans un service de Médecine Nucléaire. Cette administration se fait directement dans une tubulure de perfusion, en intraveineux lent.

### L'effet antalgique

Il est obtenu dans 65 à 70 % des cas.

Le délai d'apparition de la réponse est l'élément le plus dépendant du radiopharmaceutique.

Avec le Sr89, il peut être de un mois contre une semaine avec le Sm153.

La durée de la réponse est de 6 mois avec le Sr 89 contre 4 mois pour le Sm153.

Quand il existe une absence de réponse à la première injection, l'attitude générale est de ne pas tenter une 2eme administration.

## Place de la radiothérapie métabolique dans la stratégie thérapeutique

Au départ elle fut proposée comme une alternative à la radiothérapie hémicorporelle. En fait plus le nombre de métastases osseuses est important est plus l'activité fixée sur chaque site osseux sera faible, diminuant le débit de dose. Le risque de complications hématologiques devient plus important.

Il apparaît de plus en plus que son intérêt est de l'utiliser beaucoup plus tôt. En cas d'apparition de douleurs osseuses, après la phase d'hormonodépendance, elle pourrait être proposée s'il existe au moins un site douloureux et plusieurs sites scintigraphiquement décelables.

Une étude prospective est en cours pour déterminer si l'utilisation du Chlorure de Sr89 avant l'apparition des douleurs les retarderait et améliorerait la survie.

Une autre voie en cours d'étude est son utilisation en combinaison avec des molécules cytostatiques et radiosensibilisantes.

## Conclusion

L'ensemble des études réalisées a montré la grande efficacité de ce type de traitement dans la prise en charge palliative des métastases osseuses douloureuses d'origine prostatique.

Sa réalisation est simple et elle présente peu de réactions adverses.

Son utilisation au début de la maladie et la répétition des cures retarderait le passage aux opiacées et améliorerait la prise en charge ambulatoire et la qualité de vie de façon prolongée.

## **RED VARiS**

La tecnología VARiS rueda en Windows conforme a las herramientas gráficas 4GL Base de Datos Sybase, que nos permite tener una base de datos totalmente relacional basada en SQL con arquitectura cliente-servidor.

*El hardware se compone de servidor PC ó RISC con estaciones de trabajo PC en entorno NT, con conectividad a UNÍX TCP/IP.*

*Las aplicaciones más importantes son:*

**VARiS TREAT:** Registro, evaluación y tratamiento del paciente

**VARiS SIMULATION:** Transferencia de parámetros al/del simulador

**VARiS SCHEDULE:** *Planificación departamental de médicos, pacientes, personal, máquinas*

**VARiS REPORTS:** *Generación de informes personalizados*

**VARiS CHARGES:** *Facturación y costes*

**VARiS VISION:** *Visionado y administración de imágenes (PortalVision, Simulador, TAC, RMN, Planificador, etc.)*

**VARiS LINK:** *Interface SQL*

## **LANTIS**

### **Conjunto de aplicaciones de software de diseño modular para la administración de información e imágenes en oncología.**

Está claramente demostrado que el enfoque multidisciplinario del paciente oncológico y por lo tanto la integración de las 3 sub-especialidades oncológicas: Cirugía, Radioterapia y Oncología Clínica, permite obtener mejores resultados para el paciente. Los avances logrados en los tratamientos oncológicos plantean un sinnúmero de desafíos a todos aquellos que de alguna manera participan en la administración y coordinación de estos tratamientos. Uno de los mayores desafíos consiste en realizar una adecuada selección de las diferentes modalidades de tratamiento así como de la secuencia con que serán aplicados los mismos; de modo de obtener los mejores resultados, pero al mismo tiempo reducir costos y promover la utilización óptima de los recursos disponibles, muchas veces a través de múltiples departamentos en un hospital.

Para atender estos desafíos adecuadamente y posibilitar la administración de tratamientos de excelente calidad, es muy importante la integración de la práctica médica empleando la mejor tecnología disponible. La Oncología y la Tecnología deben por lo tanto fundirse en la consecución de la meta final : la curación de los pacientes oncológicos.

“Debemos tratar al paciente como un todo”. Cumplir con este principio implica que cada segmento de información relativa a un paciente debe estar disponible en todo momento a todos aquellos que participan en el cuidado de ese paciente. La disponibilidad de un sistema electrónico de administración de la información asegura que esto ocurra.

Amplio, fácil de usar, modular y práctico, **LANTIS** es un sistema integrado a nivel de base de datos y a nivel de las diferentes aplicaciones o módulos, diseñado para satisfacer todas las necesidades de un Servicio de Oncología, desde el registro de pacientes hasta el seguimiento de los mismos, pasando por todas las etapas de tratamiento. **LANTIS** proporciona acceso instantáneo a toda la información clínica y administrativa. Un conjunto de avanzadas herramientas le permiten al personal administrar, localizar y evaluar a un paciente a lo largo de todo el proceso y cada una de las etapas que integran su tratamiento, en todos los Departamentos de un Servicio de Oncología.

Con una base de datos totalmente integrada se optimiza la eficiencia del servicio, eliminando la necesidad de entrada redundante de datos. La calidad de atención mejora al reducir significativamente la posibilidad de error humano. La tecnología Cliente/Servidor de **LANTIS** preserva la integridad de los datos en una ubicación central, accesible desde cualquier estación de trabajo **LANTIS**.

Los beneficios generados por un sistema de administración de la información se determinan por su capacidad de “adoptar” los mismos formularios usados hasta el momento en el hospital y mejorar las condiciones de trabajo del medio en el que se insertan, mediante la racionalización de los procedimientos empleados en dicho medio. **LANTIS** posee las características claves para atender estas necesidades. Cada Módulo de **LANTIS** ha sido concebido teniendo en cuenta las necesidades de un Servicio de Oncología.

La práctica de la Oncología ha evolucionado mucho en los últimos años, evolución apoyada en gran parte por los desarrollos de la tecnología. Disponer de información precisa y a tiempo siempre es una necesidad imperiosa; integrar las diferentes modalidades en la práctica oncológica es una necesidad imperiosa.

En la presentación sigue descripción de los diferentes módulos de LANTIS

# SISTEMA DIC

## Sistema de gestión para servicios de oncología

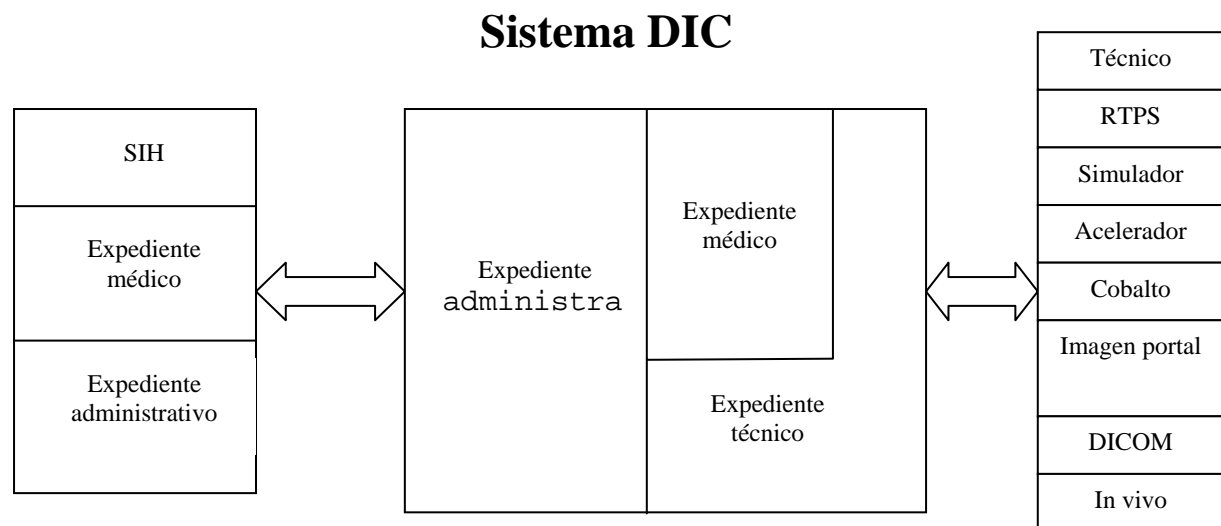
### Presentación general

#### Introducción

DIC es un sistema de gestión integrado de los historiales clínicos, expedientes técnicos y administrativos en servicios de oncología.

DIC no es un producto estereotipado, está en continua evolución a causa de las demandas de los usuarios, de la evolución de las técnicas médicas y de los progresos de la informática.

El principio de DIC es almacenar el máximo de información concerniente a los pacientes y tenerla accesible en todo momento. Toda la información que constituye el expediente en papel puede estar integrada en DIC (datos, imágenes, resultados biológicos, ...)



#### Funciones

El sistema DIC se compone de 3 grandes módulos: el historial clínico, el expediente administrativo y el expediente técnico.

Cada módulo puede funcionar de manera autónoma o asociada a otros módulos.

El sistema DIC es totalmente parametrizable. Los datos administrativos de los diferentes módulos pueden ser modificados en número, calidad o tamaño. Además, los estados de edición son parametrizables y personalizables para uno o parte de los usuarios. Esta posibilidad permite a DIC responder a todas las demandas.

Todos los accesos están controlados por una contraseña.

El acceso a una función depende del nivel de contraseña utilizado. La creación, cancelación, visualización, modificación o edición de una ficha dependen del nivel de la contraseña utilizada.

## **Organización**

El sistema DIC utiliza las posibilidades de la micro-informática para la gestión de los datos, la ofimática, las comunicaciones entre sistemas informáticos y las telecomunicaciones.

Para trabajar con los diferentes módulos de DIC se necesita un PC compatible con 32 Mb de RAM, un disco duro y WINDOWS.

La utilización en multipuesto se hace a través de una red local de PC. Se pueden usar la mayor parte de los gestores de red. La parte física para el transporte de los datos en la red no influye en el funcionamiento de DIC. Para una mejor integración en su entorno informático, aconsejamos la utilización de ETHERNET y de TCP/IP.

## **Ventajas**

El acceso simultáneo a los datos permite a los diferentes usuarios (médicos, enfermeras, secretarías, ...) disponer de la misma información simultáneamente.

El trabajo de todos los intervinientes está en gran parte facilitado por el carácter sistemático y repetitivo del sistema DIC.

## **Historial clínico**

- ◆ Historial clínico del paciente
- ◆ Seguimiento de los tratamientos de quimioterapia
- ◆ Secretaría del servicio
- ◆ Tratamiento de texto
- ◆ Estadísticas médicas

## **Expediente administrativo**

- ◆ Consentimiento informado
- ◆ Facturación de los actos
- ◆ Relación con los centros pagadores
- ◆ Teletransmisión de la norma B2 y NOEMIE
- ◆ Contabilidad
- ◆ Pago

## **Expediente técnico**

- ◆ Seguimiento de los tratamientos en radioterapia
- ◆ Control de los parámetros de tratamiento a través de la conexión al conjunto de los aparatos de tratamiento presentes en el mercado (si poseen material informatizado), a los simuladores y sistemas de dosimetría.
- ◆ Estadística de actividad.

## **Conclusión**

DIC ha sido creado para responder a todas las necesidades de un servicio de oncología. Su concepción modular le permite adaptarse a todas las demandas. La elección de una configuración al principio no impedirá una evolución futura y la extensión a los módulos que faltan.

# **COMUNICACIONS LLIURES**

# METGES i FÍSICS

## **RADIOCHIRURGIE ET METASTASE CEREBRALE UNIQUE : EXPERIENCE DE L'INSTITUT CLAUDIUS REGAUD**

Laurence MOUREAU, Martine DELANNES, Département de Radiothérapie – Institut Claudius Regaud - Toulouse

Objectif de l'étude. - Analyse rétrospective des facteurs influençant le contrôle local et la survie après radiochirurgie de métastases cérébrales.

Patients et méthodes. - De janvier 1994 à septembre 1999, 37 patients ont été traités par radiochirurgie, pour métastases cérébrales (33/37 lésions uniques). L'âge médian était de 56 ans et 35/37 étaient OMS 0 ou 1. 19/37 avaient d'autres sites métastatiques au moment du traitement. Trente et un ont été traités en première intention (onze par radiochirurgie exclusive, vingt avec association à une irradiation encéphalique totale), six pour récurrence. Le diamètre moyen des métastases était de 22 mm (volume moyen 6.52 cm<sup>3</sup>). La dose moyenne à la périphérie de la lésion était de 18.81 Gy (dose à l'isocentre 23.51 Gy).

Résultats. – 34/37 ont pu être évalués. Le taux brut de contrôle local au premier examen de contrôle était de 100% et le taux actuariel de 91.2% à un an. Une analyse unifactorielle a montré que les facteurs pronostiques d'un meilleur contrôle local étaient une radiosensibilité théorique ( $p=0.024$ ), le stade OMS ( $p=0.025$ ), une situation superficielle cortico-sous-corticale ( $p=0.048$ ), et un délai bref d'apparition de la métastase cérébrale par rapport au diagnostic du primitif ( $p=0.021$ ). La médiane de survie était de 7.5 mois avec une survie moyenne de 12.5 mois. Quatorze patients (38%) avaient une survie supérieure à 12 mois et six (16%) une survie supérieure à deux ans. L'analyse unifactorielle a montré que les facteurs pronostiques d'une bonne survie étaient un long délai d'apparition de la métastase cérébrale par rapport au diagnostic de la maladie primitive ( $p=0.0045$ ), et l'appartenance au sous-groupe sein + thyroïde ( $p=0.033$ ). Il a été constaté 13 cas d'œdème radio-induit symptomatique, dont un léthal. Pour ce qui est des complications chroniques, il existait un cas de panhypopituitarisme, et 54% de corticodépendance. Le nombre de complications était d'autant plus important que la dose délivrée en radiochirurgie était supérieure à 16 Gy ( $p=0.007$ ) et qu'il s'agissait d'une radiochirurgie exclusive ( $p=0.038$ ).

## **Radiothérapie postopératoire des carcinomes bien différenciés de la thyroïde : une analyse rétrospective de 55 cas dans une seule institution.**

A.Laprie←, J.M. Bachaud←, T.Matsuda↯, B. Marquès→, J.J. Voigt→, F. Courbon↓, A.Boneu↓, J.M. David°, M. Dahant±, N. Daly-Schveitzer←.

La chirurgie et l'irradiation métabolique par l'Iode I31 sont les traitements curatifs standards des cancers bien différenciés de la thyroïde. Les indications du traitement postopératoire par radiothérapie externe restent controversées.

Matériel et méthode : Entre 1984 et 1994, dans notre institution, 67 patients ont reçu une irradiation postopératoire cervicale pour un carcinome épithélial bien différencié. Après relecture anatomopathologique selon la nouvelle classification de l'OMS, seuls 55 patients présentaient effectivement un cancer épithélial bien différencié dont 47 carcinomes papillaires, 6 carcinomes vésiculaires et 2 carcinomes insulaires. Tous ces patients avaient bénéficié d'une thyroïdectomie totale ou subtotale et d'une exérèse ganglionnaire plus ou moins étendue. Tous les patients étaient sous hormonothérapie suppressive et 43 avaient reçu une irradiation métabolique par Iode 131. Les indications d'irradiation étaient posées sur un ou plusieurs des critères suivants : âge supérieur à 45 ans, T4, adénopathies métastatiques, résidu macroscopique postopératoire. L'irradiation sur la loge thyroïdienne, les aires ganglionnaires cervicales et le médiastin, a délivré des doses allant de 49,4 à 78 Grays. Tous les patients ont reçu une irradiation par un champ antérieur en photons, dans 74% des cas la technique comprenait un complément postérieur médiastinal. Quarante-six patients ont reçu une surimpression cervicale en électrons. La durée moyenne de suivi est de 86 mois.

Résultats Vingt-six patients ont présenté des effets secondaires aigus de grade I et II, dix patients présentaient des effets secondaires tardifs, de grade I pour 9 patients. Sept patients ont présenté une récurrence dans les champs d'irradiation et 12 patients sont devenus métastatiques. Les taux de survie à 5 ans et 10 ans sont respectivement de 74,5% et 60,6%. Les taux de décès dus au cancer thyroïdien à 5 et 10 ans sont respectivement de 20,6% et 29 %. Les facteurs significatifs de mauvais pronostic sont l'absence d'iodofixation, l'absence d'irradiation post-opératoire, la présence de résidus macroscopiques postopératoires, la rupture capsulaire des

adénopathies métastatiques.

Conclusion : L'irradiation postopératoire pour les cancers bien différenciés de la thyroïde est bien tolérée à court et long terme. Cette étude souligne l'importance d'une prise en charge initiale optimale par chirurgie et administration d'iode 131. Les indications de la radiothérapie externe méritent d'être définies en fonction des facteurs pronostiques. L'efficacité de ce traitement sera évaluée au mieux par une étude comparative.

← Département de radiothérapie, Institut Claudius Regaud, Toulouse

↑ INSERM unité 518, Faculté de Médecine, Université Paul Sabatier,  
Toulouse

→ Département d'anatomo-pathologie, Institut Claudius Regaud,  
Toulouse

↓ Département de médecine nucléaire, Institut Claudius Regaud,  
Toulouse

° Département de chirurgie, Institut Claudius Regaud, Toulouse

± Service de Chirurgie thoracique, Centre Hospitalier Universitaire,  
Toulouse

## **CANCER BRONCHIOLO-ALVEOLAIRE DE DIAGNOSTIC PRECOCE : DONNEES ACTUELLES, CARACTERISTIQUES ET CORRELATIONS ANATOMO-RADIOLOGIQUES**

*Julien MAZIERES, Jean-Marc BACHAUD – Institut Claudius Regaud - Toulouse*

Le carcinome bronchioalvéolaire (CBA) a été récemment redéfini de manière stricte par l'OMS ce qui en fait une entité avec des caractéristiques propres. A la lumière de cette nouvelle classification, nous avons réalisé une relecture radiologique et anatomo-pathologique des CBA nodulaires de moins de 3 cm opérés de 1996 à 1999. Sur 24 CBA diagnostiqués, 16 correspondent aux critères de la nouvelle classification et sont retenus pour l'étude. Ils se répartissent en 4 mucineux et 12 non mucineux dont 8 à cellules de Clara et 4 à pneumocytes de type II.

Le sex-ratio est de 10 femmes pour 6 hommes, l'âge moyen de 59 ans. Le diagnostic est le plus souvent porté sur un cliché du thorax systématique (69%).

Les caractéristiques tomодensitométriques sont les suivantes : nodule périphérique (93%) à limites irrégulières (100%) avec un aspect spiculé (56%), un raccordement pleural (87%), un halo péri-tumoral (62%) et la présence de verre dépoli (69%), d'un bronchiogramme (50%) ou d'un kyste aérique (31 %) au sein de la tumeur.

Les caractéristiques anatomopathologiques sont les suivantes : atypies cytonucléaires (68%), mitoses rares (31 %), cicatrice centrale (25%), absence de signe d'invasion stromale, pleurale ou vasculaire (100%). Le profil immunohistochimique retrouve une positivité des cytokératines 7 et 19, de l'EMA et de TTF-1 chez tous les patients et dans toutes les cellules tumorales. La réactivité des cellules avec ACE, MIB-1, P53 et ACE varie de 1 à 100% ce qui laisse présager de potentiels évolutifs différents. Le suivi moyen est de 19 mois. Un patient présente une évolution métastatique extrathoracique, un second une récurrence locale opérée, et les autres sont non évolutifs au décours de la chirurgie (87%).

Les corrélations anatomoradiologiques permettent de mieux interpréter les données d'imagerie sans avoir l'acuité suffisante pour différencier les différents sous-types.

Les caractéristiques du CBA nodulaire doivent être bien connues car son diagnostic précoce et une prise en charge adéquate sont associés à un excellent pronostic.

## **LA CURIETHERAPIE DE PROSTATE A L'INSTITUT CLAUDIUS REGAUD TECHNIQUE ET ANALYSE DES 10 PREMIERS PATIENTS IMPLANTES**

**I. Latorzeff, J. Bonnet, R. Aziza, M. Soulie, M. Delannes - Institut Claudius Regaud - Toulouse**

*Au sein de l'Institut Claudius Regaud, la curiethérapie dans le traitement des cancers localisés de la prostate a débuté en juillet 2000. Cette technique, utilisant des grains libres d'Iode 125, est appliquée chez les patients présentant une tumeur de stade T1-T2, avec un score de Gleason  $\leq 6$  et un taux de PSA  $< 10$  ng/ml et un volume tumoral  $< 50$  cc. Dans le cas d'un volume tumoral compris entre 50 et 60 cc, une hormonothérapie de 3 mois est administrée avant l'implantation. De Juillet 2000 à Novembre 2000, 10 patients ont été implantés pour délivrer une dose de 160 Grays : l'âge moyen est de 69,5 ans ( 63-76), le PSA moyen de 5,2 ng/ml (0,56-8), le score de Gleason de VI pour 9 patients (1 Gleason VII), le stade clinique T1c-T2a, Nx, M0. 1 patient a bénéficié d'une hormonothérapie. Le volume moyen implanté est de 38.6 cc (25,4- 48), le nombre moyen de grains et l'activité moyenne implantés sont de 86,8 (66-112) et 40,18 mCurie respectivement.*

*A 1 mois, 80% des patients sont sans symptôme. Il y a 1 cas de dysurie symptomatique ayant nécessité un traitement par corticoïdes. 2 patients ont éliminé à 2 grains.*

*Conclusion : dans notre expérience, la curiethérapie de prostate est une technique faisable avec une faible morbidité immédiate chez des patients sélectionnés. Il est trop tôt pour juger de l'efficacité thérapeutique.*

## **Implant transperineal permanent amb Iode 125 com a teràpia única per càncer de pròstata en estadis inicials: conceptes tècnics en planificació i tècnica operativa en l'Institut Català d'Oncologia.**

J. Pera\*, F. Guedea\*, C. Cinos\*\*, F. Aguiló+, L. Suárez+, C. Bellobí\*, N. Serrallach+.

\* Servei d'Oncologia Radioteràpica. Institut Català d'Oncologia. Barcelona.

\*\* Servei de Física. Institut Català d'Oncologia. Barcelona.

+ Servei d'Urologia. Ciutat Sanitària i Universitària Bellvitge. Barcelona.

### **RESUM**

**Introducció:** La braquiteràpia prostàtica és un procediment senzill que permet una ràpida recuperació i un ràpid retorn a l'activitat normal. Aquest procediment té un seguiment de 10 anys amb bons resultats i relativa baixa morbiditat. Amb la divulgació d'aquest tipus de procediment el públic en general està coneixent les seves avantatges i utilitats. Per oferir aquest tractament als nostres pacients, nosaltres em introduïm l'ús de la implantació permanent transperineal d'Iode 125 com tractament per els estadis inicials de carcinoma de pròstata en l'Institut Català d'Oncologia durant l'any 2000. Aquest resum descriu els criteris per la selecció dels pacients, planificació del tractament i tècnica del implant.

### **Criteris de selecció per braquiteràpia prostàtica en l'Institut Català d'Oncologia:**

- T1a, T1b, T1c, T2a.
- <10 ng/ml
- Gleason <7
- Volum prostàtic <60 cc
- No existència d'hipertrofia del lòbul mitja
- No antecedents de resecció transuretral de pròstata
- No interferència de l'arc púbic
- Baixa puntuació AUA

Els pacients elegibles per braquiteràpia prostàtica han de tenir una expectativa de vida de 5 anys o més.

Els pacients que per raons clíniques no són candidats a cirurgia ambulatoria, pacients amb reseccions transuretrals o defectes en la pròstata i pacients amb metastasis a distància, no són candidats a braquiteràpia.

**Tècnica del implant:** en l'Institut Català d'Oncologia, es realitza una planificació del tractament prèvia al implant i la tècnica utilitzada en el nostre servei es fonamenta en el procediment de Seattle. Les cinc parts del procediment són:

- Estudi del volum per ecografia
- Dosimetria
- Preparació d'agulles i llavors
- Implantació de les llavors
- Dosimetria postoperatòria per TAC

**Conclusions:** Les raons per la col·locació de llavors transperineals guiades per ecografia són clares: dosis alta localitzada, escassa irradiació de teixits sans, precisa ubicació de llavors, baixa morbiditat, ràpida recuperació i teràpia conformada.

La implantació de llavors intersticials a la pròstata és un treball d'equip que requereix els coneixements del radioterapeuta, els càlculs d'un físic metge, la pràctica d'un uròleg i la col·laboració d'infermeria. Els esforços combinats i la continua comunicació entre aquests especialistes són bàsics en totes les fases del procediment.

# ESTUDI DOSIMETRIC DE LA FIBRA DE CARBONI

N. Jornet, P. Carrasco, T. Eudaldo, M. Ribas

*Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.*

## INTRODUCCIÓ

La fibra de carboni està essent utilitzada pels constructors de taulers, plans inclinats i altres sistemes de posicionament dels pacients sotmesos a tractaments amb radioteràpia externa. També s'utilitza per a substituir les reixetes tradicionals que tendeixen a flexar amb el pes del pacient. És necessari abans de utilitzar accessoris realitzats amb aquest material fer un estudi dosimètric que inclourà la mesura de la atenuació del feix de radiació i la determinació de l'efecte bolus.

## MATERIAL I MÈTODE

L'estudi es realitza per a feixos de fotons de Co-60 i RX de 6 i 18 MV.

### 1. Mesura de l'atenuació

Es mesura la atenuació per a diferents gruixos de fibra de carboni a 5 cm de profunditat pel Co-60 i a 10 cm pels RX de 6 i 18 MV dins d'un maniquí d'aigua. La mida de camp es fixa a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  i la distància focus-superfície igual a la distància focus isocentre. S'utilitza una cambra d'ionització cilíndrica de 0.6 cc (N.E.) connectada a un electròmetre Doseleader (N.E.).

### 2. Determinació del efecte bolus

S'utilitza una cambra plano-paral·lela NACP02 (Scanditronix) connectada a un electròmetre Doseleader i un maniquí de làmines de *plastic water* (pw). Aquest maniquí disposa d'una làmina que permet la inserció de la cambra plano-paral·lela.

Anomenem efecte bolus a l'increment de la dosi-pell deguda a contribució de la làmina de fibra de carboni. La dosi-pell la definirem com a la dosi a 0.6 mm de profunditat que correspon a la profunditat del punt efectiu de mesura de la cambra plana utilitzada.

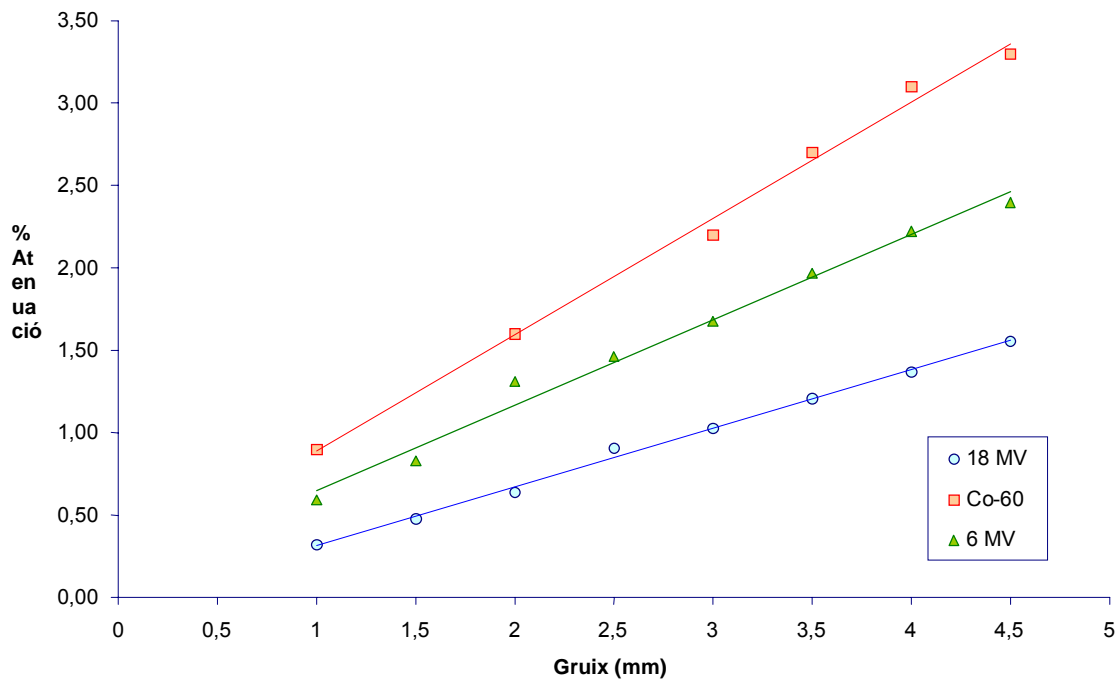
Es fan mesures de TMR (*Tissue Maximum Ratio*) amb i sense la làmina de fibra de carboni (4.5 mm). Es corregeixen els rendiments per tenir en compte la sobrerresposta de la cambra deguda als electrons dispersats per les parets de la cambra (correcció de Velkley [1]). Aquesta correcció depèn de la qualitat del feix, de la distància entre l'elèctrode de recol·lecció i les parets de la cambra, de la separació entre els elèctrodes i de la profunditat on mesura la cambra.

Les mesures es fan per una mida de camp de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  i la cambra es col·loca a l'isocentre.

## RESULTATS

### 1. Mesura de la atenuació

En el figura 1 es representa la atenuació de la fibra de carboni en funció del gruix. La taula I dona la atenuació per la làmina de 4.5 mm de gruix.



**Fig. 1** Atenuació de la fibra de carboni en funció del gruix.

energia	atenuació
Co-60	3,5%
6 MV IQ = 1,73	2,5%
18 MV IQ = 1,50	1,5%

**Taula I** Atenuació en % de la inserció de fibra de carboni de 4.5 mm de gruix.

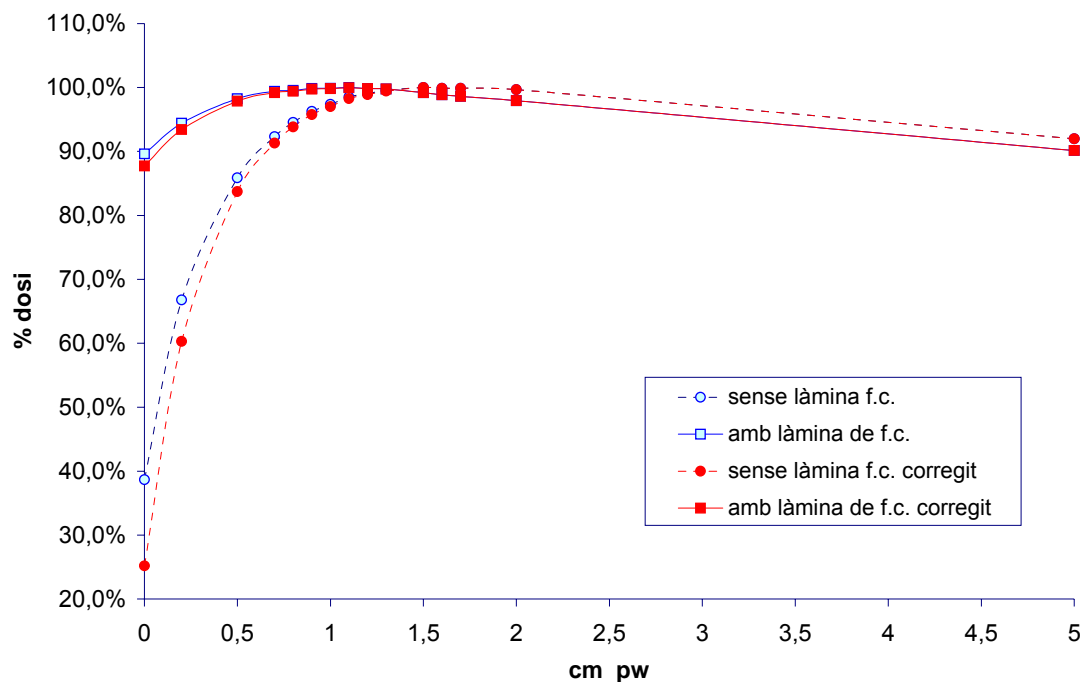
### 2. Determinació del efecte bolus

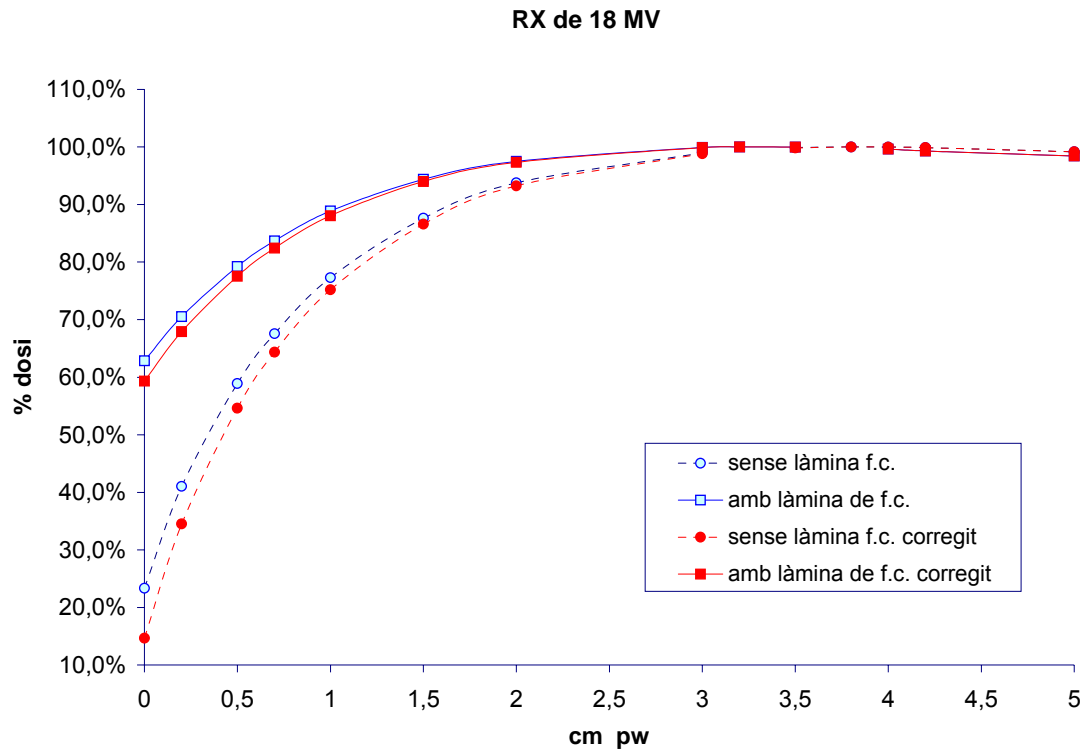
En la taula II es donen els TMR a la pell per cada energia amb i sense la inserció. En la figura 2 es mostren els TMRs corregits per Velkley i sense corregir pels RX de 6 i 18 MV amb i sense la inserció de fibra de carboni.

energia	referència	cambra en contacte amb la làmina
Co-60	0,51	1,00
6 MV IQ = 1,73	0,25	0,88
18 MV IQ =1,50	0,14	0,59

**Taula 2.** Dosi- pell expressada com el percentatge de la dosi màxima sense (referència) i amb la làmina de 4,5 mm de fibra de carboni

**RX de 6 MV**





**Fig. 2** TMR mesurat amb i sense la làmina d'inserció de fibra de carboni (f.c.). Es representa el TMR sense corregir per Velkley i corregit per les dues energies de RX

## CONCLUSIONS

La utilització de nous materials per a la construcció de taules i d'immobilitzadors a radioteràpia permet millorar la precisió i reproductibilitat dels tractaments. Un dels materials més utilitzats és la fibra de carboni (poc pes i molta resistència mecànica). Aquest material no és, com indiquen els resultats, "radiotransparent". L'atenuació de 4,5 mm de fibra de carboni varia d'un 3,5 per a l'energia més baixa estudiada (Co-60) fins a un 1,5 per la més alta (18 MV). Aquests materials fan ressorgir el problema de l'efecte bolus que és altament significatiu pel Co-60 i pels RX de 6 MV.

## BIBLIOGRAFIA

[1] Bruce J. Gerbi and Faiz M. Khan. Measurement of dose in the build up region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. Med. Phys. 17 (1), 17-26. 1990.

# TÈCNICS

## **DESCRIPCION CAMBIO DE LA FUENTE RADIOACTIVA DE LA UNIDAD DE COBALTOTERAPIA.**

Badorrey Gomicia, S; Pedraza Maestre, L; Santaliestra Sallán, M. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida

- Descripción fuente radioactiva
  - ❖ Actividad de la fuente
  - ❖ Vida media de la fuente
  
- Proceso cambio de la fuente
  - ❖ Mecanismos de seguridad
  
- Verificaciones y calibraciones de la unidad de cobaltoterapia
  - ❖ Verificaciones diarias de la unidad
  - ❖ Verificaciones específicas una vez realizado el cambio
  
- Revisión de los tiempos de tratamiento

# **ETUDE COMPARATIVE DES CLICHES DE CONTROLE DOUBLE EXPOSITION VERSUS CLICHE PLEINE SEANCE AVEC MATERIEL KODAK SUR L'ACCELERATEUR SATURNE 43**

Josette MARTIN, Manipulatrice Principale - Département de  
Radiothérapie -  
Institut Claudius Regaud - Toulouse R.

## COMMUNICATION LIBRE

A ce jour il est utilisé dans le service de radiothérapie de l'I.C.R. des cassettes **KODAK EC-L** pour effectuer des clichés de contrôle lors des mises en traitement ainsi qu'au cours du contrôle qualité permanent.

Cela se fait classiquement en double exposition avec une énergie de 6 mev en photons.

**L'objet de cette étude est de comparer qualitativement les résultats obtenus avec un nouveau type de cassettes KODAK EC-V, permettant de laisser la cassette pendant toute la séance, ceci en simple exposition.**

Cette étude a été réalisée sur des localisations différentes telles que :sein, maladie de Hodgkin, et pathologie pelvienne. Toutes en photons de 6 ,15 ou 25 mev.

### Les avantages observés sont :

- Pas de manutention d'accessoires en traitement et gain de temps important
- Utilisation des mêmes films.
- Bonne qualité quelque soit l'énergie de la réalisation.
- Image obtenue réelle de l'irradiation de très bonne définition.

### Les inconvénients sont :

- Le manque de repère anatomique sur les petits champs.
- Dose séance limitée au minimum à 0.5Gy et maximum à 1Gy.
- Difficultés de validation des petites localisations.

### Conclusion

Ce nouveau matériel mis à disposition des manipulateurs de radiothérapie est un bon complément aux techniques actuelles de contrôle de qualité et ne peut en aucun cas le substituer aux clichés classiques.

Le principe de réalisation en est très simple et ergonomique pour le patient.

L'utilisation doit se faire surtout en per-thérapeutique de façon hebdomadaire par exemple pour certaines localisations comme les M.D.H. sus diaphragmatique, les champs de mammaires internes et externes ;

L'usage en est limité par la dose séance.

L'avantage qui pourra être retiré de cette technique est de pouvoir faire de la dosimétrie par film par le physicien puisque le cliché final reflète exactement la dose journalière reçue par le patient.

# TECHNIQUE DE SIMULATION VIRTUELLE EN SCANNOGRAPHIE DANS LE CAS D'UN ADENOCARCINOME PROSTATIQUE

Mr J.J. SANTINI, Mr R. DELARD, Mr N. AILLERES, Pr J.B. DUBOIS  
Centre Régional de Lutte Contre le Cancer Val d'Aurelle – Paul Lamarque Montpellier  
Service de Radiothérapie

## **1) Préparation psychologique du patient**

Le terme scanner de simulation ou scanner dosimétrique devra être clairement expliqué au patient. En effet, il sera important d'insister sur le but purement radiothérapeutique et non-diagnostic de l'examen. La durée de l'examen (25 à 30 minutes) est un facteur que ne devra pas ignorer le patient afin que celui-ci conserve de façon optimale sa position de départ en vue de la mise en place définitive du traitement.

## **2) Matériel**

Scanner spiralé 4<sup>ème</sup> génération.

Utilisation de lasers extérieurs « **dits de radiothérapies** » situés à 50 cm du laser du scanner.

Utilisation d'un laser sagittal mural motorisé, aligné sur le laser sagittal du scanner.

Utilisation d'un plan en fibre de carbone installé sur la table d'examen.

## **3) Mise en place du patient.**

Le patient sera en décubitus dorsal, nez, menton, sternum, appendice xiphoïde, ombilic strictement alignés.

Les jambes du patient reposent sur une mousse lui épousant les creux poplités, les cuisses, et les mollets pour qu'il soit le plus stable et le plus décontracté possible.

Les bras seront croisées sur la poitrine.

La tête sera soutenue par une mousse.

Le médecin mettra en place une canule rectale en plastique d'un diamètre équivalent à un thermomètre qui nous permettra ultérieurement de visualiser la lumière rectale lors de la simulation.

Le manipulateur mettra en place trois points de repère arbitraire au feutre sur la région pelvienne. (1 sur la région sus pubienne et deux autres latéralement)

Ces derniers correspondant à la projection des lasers de radiothérapie sur le patient.

Le manipulateur en relèvera les coordonnées affichées sur l'anneau du scanner.

En effet en fin d'examen et avant de mettre en place ce qui constituera les points définitifs d'entrée des rayons, le manipulateur devra s'assurer que les points arbitraires mis en place en début de simulation sur le patient ont toujours les mêmes coordonnées.

Dans le cas contraire le manipulateur devra « absolument » remettre en place le patient pour faire correspondre coordonnées et points arbitrairement mis en place.

## **4° Acquisitions des images et limites.**

Acquisition de deux topogramme de face et de profil

Les images seront acquises en mode spiralée en 5/5 en partant à 2cm au-delà des branches ischion pubiennes jusqu'au sourcil cotyloïdien.

A partir de ce dernier elles seront acquises en 8/8 jusqu'aux bords supérieurs des crêtes iliaques.

### **5° Transfert des images.**

L'intégralité des images scanners y compris les deux topogrammes seront transférées vers la console de simulation virtuelle.

### **6° « Contourages » des organes cibles et péri tumoral. (Mode PILOT).**

Le médecin fera le contour de la prostate, des vésicules séminales, du rectum et de la canule rectale.

Dans ce mode, 4 fenêtres sont présentes à l'écran :

Les coupes axiales acquises, sur lesquelles le médecin effectue les contours, les deux topogrammes qui lui permette de se situer par rapport au coupes axiales et une dernière fenêtre sur laquelle le médecin a le choix entre une reconstruction sagittale ou coronale.

La multiplication de l'iconographie du patient lui permet d'avoir le maximum de renseignements anatomiques pour mener à bien cette étape de « contourage ».

### **7° Détermination de l'isocentre.**

On choisira comme isocentre, le barycentre du volume des vésicules séminales et de la prostate contourés précédemment.

### **8° Mise en place des champs d'irradiations. (Mode « VIRTUAL FLUOROSCOPY »)**

Dans ce mode comme précédemment 4 fenêtres sont présentes à l'écran :

Une sur laquelle le médecin peut faire défiler l'intégralité des coupes axiales.

Une sur laquelle le médecin a le choix comme précédemment entre une reconstruction sagittale ou coronale.

Les deux dernières permettent la mise en place de la dimension des champs d'irradiation.

Elles correspondent à la représentation d'une image DRR ou Digital Radiographie Reconstruction de face et de profil sur lesquelles sont représentés par défaut et respectivement un champ de 10x10 centré sur l'isocentre défini précédemment.

Le médecin peut alors de la même manière qu'il le ferait sur un simulateur classique déplacer l'image du patient et utiliser alors les repères osseux.

Il peut faire varier les dimensions de champs tout en déplaçant le patient virtuellement et ce pour les champs antero-postérieur et latéraux.

### **9° Validation de l'isocentre.**

C'est seulement après l'approbation du médecin et du physicien que l'isocentre définitif peut être validé. Le logiciel nous donne alors les coordonnées correspondantes et définitives que le manipulateur reportera sur le patient par l'intermédiaire de la projection des lasers de radiothérapie.

### **10° Mise en place des protections. (Mode « VIRTUAL SIMULATION »).**

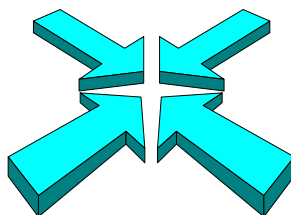
Dans ce mode le médecin dispose comme précédemment de DRR avec représentations des organes contourés lui permettant de dessiner de façon précise les protections.

### **11° Transfert des données vers la console de dosimétrie et dans le système réseau.**

L'intégralité des données (dimensions des champs, l'énergie utilisée, protections, etc.) seront transférées d'une part pour le calcul dosimétrique et d'autre part dans

la fiche « *de traitement informatisée* » permettant ainsi à l'appareil de traitement de visualiser l'étude effectuée au scanner et notamment de vérifier les DRR avec les protections.

On comprend alors aisément qu'il faut faire preuve d'une très grande rigueur quant au transfert de ces données qui seront la base d'un traitement de plusieurs semaines.



## **APLICACIO D'UN NOU BOLUS EN RADIOTERAPIA**

**J. Moliner, R. Soto, E. Aregall, L. Orera, I. Ramos, C. Monfà, JM. Solé, MJ. Cambra, M. Macià.**

***SERVEI ONCOLOGIA RADIOTERAPICA***

***HOSPITAL GENERAL DE CATALUNYA  
SANT CUGAT DEL VALLES (BARCELONA)***

**INTRODUCCIÓ:** En radioteràpia externa és habitual l'ús de bolus situat directament sobre la pell per tal d'evitar el build-up i d'augmentar la dosis a la superfície cutània. Són diversos els materials emprats (gasses humides, cera verge, materials plàstics,...)

**OBJECTIU:** Presentar un nou bolus que s'utilitza en el nostre Servei des de gener de 2000.

**MATERIAL I METODES:** Es tracta d'un bolus, comercialment conegut amb el nom Geliperm®, de 3.3 mm de gruix, amb una superfície original de 13 x 12 cm. i 26 x 12 cm., format per un gel compacte amb un contingut d'aigua del 95%

### **RESULTATS:**

Els seus principals avantatges són:

- transparència, que permet visualitzar la regió a cobrir.
- equivalència amb l'aigua.
- adaptabilitat alta a la superfície cutània i entre diferents capes, minimitzant les interfases aèries.
- esterilitat, en cas d'irradiar epitelitis humides.
- reutilitzable, permetent la neteja amb alcohol

I els seus inconvenients són:

- precisa conservació en un recipient tancat d'aigua, per a evitar malmetrés per l'evaporació de l'aigua que conté.

**CONCLUSIONS:** La seva aplicació i utilització en radioteràpia és factible, especialment en tractaments sobre la paret costal en pacients mastectomitzades.

# TRATAMIENTO DE PRÓSTATA: DIFERENCIAS ENTRE DISTINTAS TÉCNICAS DE CONFORMACIÓN

**Arnalte M., García B., García R., Gracia R., Olloquequi M., Zardoya E.**

*Servicio de Física y P.R. Institut Català d'Oncologia (ICO)*

## **Introducción**

La adquisición de nuevas unidades de radiación y de un sistema de planificación computarizado en 3D en el ICO, que permiten nuevas técnicas de irradiación. Esta situación llevó al Servicio de Física a realizar un estudio previo para valorar que técnica de conformación más adecuada para irradiar el volumen de planificación (PTV), en los tratamientos de tumores de próstata, evitando al máximo el órgano de riesgo, OR (recto). Para ello, los técnicos del servicio han realizado con el sistema de planificación CADPLAN (VARIAN), dosimetrías con campos conformados con protecciones de aleación de Cerrobend, con colimador multiláminas (MLC) y con MLC optimizado.

## **Método**

Se ha realizado el estudio de 10 pacientes. La dosis total suministrada ha sido de 70 Gy en el punto ICRU.

En todos los casos la técnica de tratamiento es de 6 campos de fotones de alta energía (RX-18 MV) isocéntricos, dos laterales y cuatro oblicuos opuestos. A partir de la simulación virtual se diseña la conformación de los campos. La distribución de dosis absorbida se calcula en todo el volumen, representándola en cortes transversales y planos frontal y sagital reconstruidos.

La herramienta utilizada para la comparación de los diferentes planes de tratamiento, es el histograma dosis-volumen, donde se han valorado tanto la homogeneidad de la distribución de dosis absorbida en el PTV, como las dosis máximas en los OR.

Resumen del desarrollo de cada uno de los planes de tratamiento:

*Conformación con protecciones de aleación de Cerrobend:* se diseña la forma de cada campo a partir de la simulación virtual, de forma manual, intentando englobar lo mejor posible el PTV (PTV incluido en la isodosis del 95%) y protegiendo al máximo los OR.

*MLC optimizado:* en este caso se utiliza la opción que proporciona CadPlan, en la que automáticamente calcula la forma del campo, según unos parámetros, que para este estudio se han elegido:

- Lámina del MLC por fuera del margen
- Margen circular alrededor del PTV: 0.75 cm
- Centrado automático del eje de radiación
- Optimización del tamaño de campo y giro del colimador

En este caso el sistema intenta englobar lo mejor posible el PTV sin tener en cuenta los OR, por lo que éstos, en ocasiones reciben dosis altas.

*MLC manual:* En este caso el margen alrededor del PTV lo determinan los técnicos dosimetrías con experiencia, manualmente en función de las curvas de isodosis. De esta manera se tienen en cuenta los OR, que quedan mejor protegidos.

### **Resultados**

Utilizando la opción de CadPlan que permite la comparación de planes de tratamiento a partir de los histogramas dosis-volumen, se han valorado las dosis máximas, mínimas y medias del PTV y del OR. No se han encontrado diferencias significativas en la distribución de dosis absorbida del PTV entre las tres técnicas de conformación utilizadas, pero sí en la irradiación del recto que recibe dosis absorbidas, ligeramente superiores con la técnica de MLC optimizado.

### **Conclusiones**

Desde el punto de vista de la dosimetría, la utilización de cualquiera de las 3 técnicas sería adecuada, pero con la técnica de MLC, se ahorra el tiempo de fabricación de protecciones que puede ser aproximadamente de unas 5 horas.

La realización del tratamiento con esta técnica es más cómoda y sencilla, ya que las protecciones pueden pesar unos 5 Kg. cada uno y los técnicos de la unidad deberían colocar 6 para cada paciente, mientras que con la técnica de MLC, la conformación del campo se carga automáticamente mediante un programa informático.

Además se reduce el tiempo de inicio de tratamiento, la ejecución del mismo y se eliminan los errores que pueden estar asociados a la colocación de las protecciones.

# **L'APÒSIT D'ALGINAT COM UNA ALTERNATIVA EN EL TRACTAMENT DE LA RADIODERMITIS HUMIDA**

**LLOPIS F., AÑON J.L., LEÓN R., ESTEBAN C., LÓPEZ X.**  
*HOSPITAL UNIVERSITARI SANT JOAN. REUS*

**INTRODUCCIÓ:** La radiodermatitis en els seus diferents graus constitueix un treball per a la infermeria de radioteràpia. La utilització d'apòsits d'alginat en el cas de radiodermatitis humida és una alternativa que ens ha donat bons resultats.

**MATERIAL I MÈTODES:** S'ha revisat la bibliografia sobre la utilització d'apòsits en radiodermatitis. S'ha analitzat, conjuntament amb el Servei de Farmàcia, les característiques i propietats de l'apòsit d'alginat càlcic d'absorció vertical utilitzat. S'ha modificat el protocol de cures en el cas de radiodermatitis humida i de úlceres neoplàsiques exudatives.

**RESULTATS:** 1.Curació més ràpida. 2.Cura menys dolorosa. 3.Disminució del número de canvis d'apòsit. 4.Disminució dels costos de les cures. 5.Disminució del cost social. 6.Millor acceptació per part del pacient.

**CONCLUSIONS:** 1.Podem afirmar que l'actualització del nostre protocol de cures ha augmentat de forma significativa la qualitat de vida del pacient. 2.Destaquem la disminució dels costos. 3.La realització d'aquesta experiència justifica l'ampliació del estudi amb més gran número de casos.

# CONJUNTES

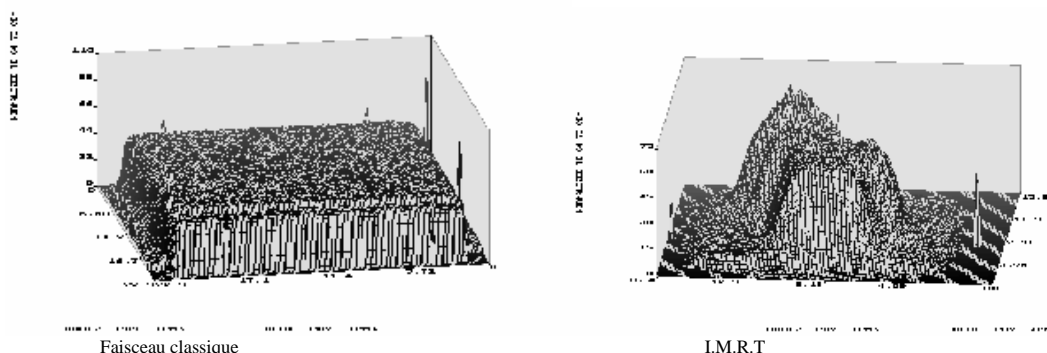
## Approche clinique de la réalisation d'un traitement de radiothérapie par modulation d'intensité

N. Ailleres, Ph. Delard, R. Delard, M.H. Hay, J. B. Dubois.

La communauté de radiothérapie oncologique porte un intérêt croissant à la radiothérapie par modulation d'intensité (I.M.R.T. pour Intensity Modulated Radiation Thérapy). Son objectif est de délivrer une dose élevée et conforme au volume cible tout en protégeant au mieux les tissus sains environnant.

Cette technique est déjà cliniquement utilisée dans quelques institutions pour des localisations aussi diverses que les cancers de la prostate, du rectum, du sein, des poumons, des sinus et de l'encéphale. L'utilisation d'un accélérateur muni d'un collimateur multilames est bien évidemment indispensable à la réalisation de ce type d'irradiation qui nécessite par ailleurs :

- un **système de dosimétrie inverse** (Inverse Treatment Planning) permettant de convertir les contraintes de doses du volume cible et des organes à risque (comunément représentées sous la forme d'Histogramme Dose Volume) en fluence de dose optimale pour les différents champs d'irradiation. L'intensité uniforme des différents faisceaux d'irradiation est ainsi remplacée par une intensité modulée non uniforme.



- Un **logiciel propre à chaque constructeur** (*Leaf motion calculator* ou *leaf sequencer*) prenant en considération les caractéristiques de chaque collimateur multilames afin d'une part de convertir cette fluence optimale en mouvement de lame pour la technique dite sliding window ou en position de lames de différents champs d'irradiation pour la technique dite Step and Shoot et d'autre part de transférer ces données à l'appareil de traitement pour la réalisation de l'irradiation et au système de dosimétrie pour calculer la distribution de dose finale.

L'utilisation clinique d'une technique aussi complexe nécessite d'être en mesure de vérifier, pour chaque séance, la dose absolue délivrée sur l'axe du faisceau, la concordance entre la répartition de dose calculée et celle réellement délivrée lors du traitement ce qui implique de s'assurer non seulement de la validité des résultats fournis par le système de dosimétrie mais aussi de la précision du positionnement et de la vitesse de déplacement des lames du collimateur.

# IMMOBILITZACIÓ PELVICA AMB MALLA TERMOPLÀSTICA.

## DESCRIPCIÓ DE LA TÈCNICA

L.Ramos, R. Soto, L. Orera, M. Balaguer, E. Aregall, JM. Solé, MJ. Cambra, M. Macià.

SERVEI ONCOLOGIA RADIOTERÀPICA

*HOSPITAL GENERAL DE CATALUNYA  
SANT CUGAT DEL VALLÈS (BARCELONA)*

**INTRODUCCIÓ:** La immobilització pèlvica en la irradiació dels tumors prostàtics ha demostrat assolir una reducció de les variacions interfraccionals de posicionament. D'altra banda, la fixació dels genolls i la pelvis redueix també el moviment intrínsec de la glàndula prostàtica. Per aquests motius, l'aplicació de la immobilització pèlvica es generalitzarà en els propers anys.

**OBJECTIU:** Descriure la tècnica i utensilis actualment disponibles en el nostre Servei per a la immobilització pèlvica.

**MATERIAL I MÈTODES:** Es disposa dels següents mitjans:

- Planxa de metacrilat d'1.2 cm de gruix per a suport posterior amb apertura central i possibilitat de tancament de la mateixa amb planxa de metacrilat de 0.8 cm de gruix. Presència de 4 anclatges en els 4 extrems i 2 punts de subjecció a cada costat, així com fixació a l'entrecreix.
- Malla termoplàstica de 2.4 mm. de gruix, perforada en formes arrodonides, de 45 x 60 cm. de superfície.

**REALITZACIÓ:** Col·locació del pacient en decubit supí sobre el suport o planxa de metacrilat, amb l'apertura posterior tancada i verificant la seva alineació per escòpia. Delimitació i marcatge dels eixos longitudinal, sagital i transversal sobre la pell del pacient. Es procedeix a escalfament de la malla en un recipient d'aigua a 70 °C per a obtenir la seva flexibilitat i immediatament s'ajusta sobre la pelvis i genolls del pacient fixant-la en els anclatges esmentats. Simulació i determinació dels camps d'irradiació. Retirada de la malla per a tatuar els centres dels camps i perforació dels centres dels camps en la malla per a visualitzar els tatuatges.

**CONCLUSIÓ:** La tècnica i el sistema immobilitzador descrits són factibles però cal una validació per a generar el seu ús.

# CONTROL DE QUALITAT DELS TRACTAMENTS PÈLVICS MITJANÇANT UN SISTEMA DE IMATGE EN TEMPS REAL.

Simó MJ, Jiménez R, Caballero S, Delgado A, Bailón E, Gil M, Algara M, Sanz X, Fernández-Velilla E.

*Servei de Radioteràpia. Hospital de l'Esperança. Universitat Pompeu Fabra.*

**INTRODUCCIÓ:** la radioteràpia actual, basada en camps de radiació dissenyats mitjançant imatges de tomografia computeritzada, exigeix uns controls de qualitat per conèixer la precisió d'aquests tractaments. L'aparició de sistemes electrònics de verificació de les portes d'entrada ha facilitat aquest control. En el nostre servei disposem de dos acceleradors lineals (de 6 i 18 MV), tots dos amb sistemes de captació de imatges en temps real i hem posat en marxa un estudi per conèixer la precisió dels nostres tractaments.

**PACIENTS I MÈTODE:** vàrem definir com a pacients objecte d'estudi tots aquells que presentaven una neoplàsia pèlvica candidats a tractament amb radiacions sobre tota la pelvis (mínim de 15 fraccions i tècnica de 4 camps creuats: anterior, posterior i dos laterals). Per a la col·locació diària dels malalts s'utilitzaren tres punts de tatuatge (anterior i dos laterals) que havien de coincidir amb els làsers d'alineació. Tots els malalts van ésser tractats en decúbit supí i mai no es va utilitzar cap sistema d'immobilització. El dia de començament de tractament s'obtenia una imatge del camp anterior i una altre del lateral dret que eren definides com imatges de referència. Aquestes imatges s'obtenien mitjançant el sistema Beam-View de Siemens. Posteriorment, cada dia i durant un mínim de 15, es capturen imatges de l'inici i del final del tractament, tant del camp anterior com del lateral dret. Després es van realitzar les mesures dels desplaçaments: latero-lateral, supero-inferior i antero-posterior; en las imatges diàries respecte a la de referència y en les imatges de final de cada dia de tractament respecte a les del inici de cada dia.

S'han inclòs en l'estudi 15 pacients (10 homes i 5 dones), dels que s'han obtingut 308 imatges anteriors i 308 laterals. L'edat mitjana dels pacients ha estat de  $67,0 \pm 6,9$  anys i tenien les següents neoplàsies: 10 pròstata, 4 endometri i 1 bufeta. La grandària mitjana dels camps a l'isocentre ha estat de  $15,26 \pm 1,21$  cm (amplada camp anterior),  $11,43 \pm 1,13$  cm (amplada camp lateral) i  $18,23 \pm 2,00$  cm (llargada camps).

**RESULTATS:** De les 616 imatges obtingudes hem desestimat 16 (2,6%) per insuficient qualitat per realitzar les mesures necessàries.

Errors interfraccions: el desplaçament en sentit latero-lateral ha estat de  $2,06 \pm 1,71$  mm, que si el relacionem amb la grandària mitjana dels camps representa un 1,35%. El desplaçament supero-inferior ha estat de  $2,77 \pm 1,97$  mm (1,52%) i el antero-posterior de  $2,72 \pm 2,28$  mm (2,38%).

Errors infrafraccions: el desplaçament en sentit latero-lateral ha estat de  $0,84 \pm 0,92$  mm (0,55%), el supero-inferior de  $1,09 \pm 1,08$  mm (0,59%) i el antero-posterior de  $1,14 \pm 1,20$  mm (1,00%).

**CONCLUSIONS:** dels resultats exposats es desprèn què en el nostre medi i amb població adulta els errors en la col·locació diària dels pacients precisen tractament amb radiacions sobre la pelvis són despreciables. Són necessaris estudis similars per conèixer els possibles errors en altres localitzacions.

**ESTUDI COMPARATIU EN PLANIFICACIÓ DOSIMÈTRICA DE 3  
TECNiques HABITUALS EN RADIOTERAPIA EXTERNA EN LA  
DEGENERACIO MACULAR SENIL HUMIDA (DMSH)**

**L. Orera, I. Ramos, J. Moliner, E. Aregall, M. Balaguer, R. Soto, JM Solé, C. Monfà, MJ. Cambra, M. Macià.**

*SERVEI ONCOLOGIA RADIOTERAPICA  
HOSPITAL GENERAL DE CATALUNYA  
SANT CUGAT DEL VALLES (BARCELONA)*

**INTRODUCCIÓ:** La DMSH constitueix actualment la principal causa de ceguera en al població de més de 75 anys. Diferents treballs han demostrat el benefici de la radioteràpia en evitar el deteriorament de la visió.

**OBJECTIU:** Presentem un estudi comparatiu en planificació dosimètrica de 3 tècniques d'irradiació externa sobre la DMSH amb els seus avantatges i inconvenients.

**MATERIAL I METODES:** Es comparen dosimètricament 3 tècniques com són: 1) camp directe obliquat amb fotons de 6 MV, 2) canmp directe obliquat amb electrons de 15 Mev, 3) camps oblics isocèntrics amb fotons de 6 MV. La planificació dosimètrica s'ha fet a partir de talls de TAC centrats en la regió ocular. La màcula s'identifica a 3 mm del centre del disc òptic. Les heterogeneïtats òssies i aèries són corretgides per a cada energia. L'estudi comparatiu s'ha fet emprant el mateix globus ocular amb mesures de camp de 2.5 x 3.5 cm i sense ús de proteccions ni moduladors del feix, amb normalització de la distribució de dosis en el punt ICRU. Utilització de sistemes immobilitzadors cranial (màscara termoplàstica) i ocular (llum central cenital a 8 cm. de l'arrel nasal).

**RESULTATS:**

- 1) Camp directe lateral obliquat amb fotons de 6 MV: la distribució de la dosis mostra una dosis màxima d'entrada superior (que correspon a la zona de la glàndula lacrimal) amb una irradiació de la retina i nervi òptic contralateral no despreciable. El marge de seguretat respecte al cristal·lí és ampli.
- 2) Camp directe lateral obliquat amb electrons de 15 Mev: El seu principal avantatge és l'absència d'irradiació de les estructures contralaterals. A causa de les heterogeneïtats, obliguen a escollir energies altes o isodosi de referència menors per a abarcar la màcula amb marge de seguretat adequat. El principal inconvenient és una dosis d'entrada superior als fotons amb camp directe.
- 3) Camps oblics isocèntrics amb fotons de 6 MV: S'augmenta l'homogeneïtat en la retina i en la màcula, amb disminució de dosis a la retina i nervi òptic contralateral així com a l'entrada. El marge de seguretat amb el cristal·lí és escàs. Tècnicament és la més complexa i obliga a una perfecta immobilització cranial i ocular.

**CONCLUSIONS:** Las tres tècniques de tractament poden ser considerades adequades sens existir cap tret diferencial en preferir una d'elles. La tècnica de camps oblics isocentrats és la més equilibrada dosimètricament i la realitzada en el nostre Servei, obligant a una planificació amb TAC i a una acurada immobilització cranial i ocular.

# PROPOSTA DE TEST D'ACCEPTACIÓ D'UNA TAULA MULTIÚS PER POSICIONAMENT I IMMOBILITZACIÓ EN TRACTAMENTS DE RT EXTERNA

J. Balart(\*), P.Carrasco, N.Jornet

*(\*)Servei d'Oncologia Radioteràpica. Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de La Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.*

## INTRODUCCIÓ

En els darrers anys el desenvolupament de la radioteràpia conformacional 3D ha fet palesa la necessitat de millorar els sistemes d'immobilització dels pacients. Això té com objectiu la millora del control local mitjançant un augment o 'escalada' de la dosi administrada al CTV; això comporta una reducció dels marges al voltant del CTV per tal de protegir al màxim els teixits sans que l'envolten. La reproductibilitat del posicionament des de la simulació fins a l'última sessió del tractament és per tant d'una importància clau. Dins d'aquest context, diferents cases comercials ofereixen diversos sistemes de posicionament i d'immobilització. Aquest treball presenta una metodologia utilitzada per a valorar un tauler multiús, el qual incorpora un pla inclinat i la possibilitat d'adaptar-li sistemes d'immobilització per a tractaments pèlvics, cap i coll, tòrax, mama, etc.

## OBJECTIUS

Proposar una metodologia per estudiar si un tauler multiús, destinat a millorar la posició geomètrica mitjançant diversos sistemes d'immobilització, és compatible amb les unitats específiques d'un Servei de Radioteràpia.

## PROTOCOL

Cal distingir principalment dos tipus de característiques en la avaluació d'un dispositiu d'aquestes característiques, les geomètriques i les dosimètriques.

### 1. Característiques geomètriques

- 1.1. **Alineació i fixació** a les taules de les diferents unitats (Simulador, TC, Accelerador lineal, Unitat de Cobalt).
- 1.2. **Dimensions.** Cal comprovar la possibilitat de:
  - (a) Obtenir la DFP estàndard amb el braç al voltant de 90 i 270 graus, tenint en compte especialment els tractaments de cap i coll.
  - (b) Col·locació en la posició de pla inclinat, interessant pel tractament de mama. Cal assegurar que el pacient amb pla inclinat quedi dins del *field of view* (FOV) del TC.
- 1.3. **Risc de col·lisió.** Principalment en tècniques isocèntriques, en les quals les distàncies són encara més petites i el moviment del braç pot fer-se des de fora de la sala.

- 1.4. **Coincidència entre les àrees transparents** del tauler i les corresponents a la taula de tractament.
  - 1.5. **Interferència amb els sistemes de verificació** (pel·lícules, dispositius per dosimetria *in vivo*, etc).
- 2. Característiques dosimètriques**
- 2.1. **Efecte bolus** del material del qual està fet el tauler per cada energia.
  - 2.2. **Atenuació** a diferents parts (cap, tòrax, pelvis, etc..) per cada energia.
  - 2.3. **Homogeneïtat en l'atenuació** a diferents parts: pot haver gruixos diferents de material en una mateixa àrea per fer-la més rígida
  - 2.4. **Radiotransparència al TC**. Si la densitat electrònica es similar a la del teixit, el tauler estarà inclòs dins el contorn del pacient quan aquest es delineï automàticament.
- 3. Altres consideracions**
- 3.1. **Pes**. És un problema important si tenim en compte que pot ser necessari el seu trasllat des d'una sala cap a una altra durant el procés global del tractament (Simulació, TC, Unitat de tractament), si no es disposi d'una per equip, la qual cosa faria incrementar el seu **cost econòmic**.
  - 3.2. **Resistència mecànica a la flexió**. Aquests dispositius són d'una llargària considerable i la principal deformació que presenten és en sentit longitudinal.
  - 3.3. **Espai necessari pel seu emmagatzement**: Cal considerar si són desmuntables o no.
  - 3.4. **Nombre de persones necessari per la seva manipulació**. Ocasionalment pot haver-hi solament un tècnic a la sala de tractament.
  - 3.5. **Estalvi o pèrdua de temps als tractaments**.
  - 3.6. **Comoditat pels pacients**.

## AVALUACIÓ DE LES CARACTERÍSTIQUES DOSIMÈTRIQUES

1. Per determinar l'**efecte bolus** del material és convenient disposar d'una cambra plana i un maniquí de làmines preferiblement de material equivalent a aigua amb una làmina amb un forat per inserció d'aquesta cambra. Es mesurarà la ionització amb una làmina del material del tauler sempre per damunt del material equivalent a aigua, el gruix del qual anirem incrementant. La corba d'ionització obtinguda es compararà amb la obtinguda sense el material del tauler. Cal corregir aquests valors a la zona de no equilibri electrònic de la contribució dels electrons generats a les parets laterals de la cambra [1].
2. Per mesurar la **atenuació** en diferents parts del tauler es pot fer servir el mateix maniquí amb una cambra cilíndrica, per exemple tipus 'Farmer', i una làmina d'inserció per aquesta cambra. A 5 cm de profunditat per cobalt i 10 cm per fotons d'alta energia, per exemple, es mesura la dosi absorbida sense i amb la part del tauler que volem estudiar.

3. Per comprovar la **homogeneïtat** es poden fer plaques per determinar si hi ha diferents gruixos de material en una zona determinada.
4. Per veure la **densitat electrònica** caldria fer una exploració amb TC d'un maniquí d'aigua damunt el tauler i es compara el número 'Hounsfield' del tauler amb el de l'aigua.

## **DISCUSIÓ**

Quan considerem la utilització d'un sistema de posicionament i d'immobilització és necessari examinar les característiques geomètriques i dosimètriques del mateix i la seva adaptació a la resta de dispositius implicats en el tractament. El procediment descrit permet valorar la seva utilitat i/o limitacions de manera que es pot detectar:

1. Si existeix alguna característica qu'invalidi la seva aplicació clínica per una incompatibilitat mecànica o limiti el seu ús per certs tractaments o disposició de feixos.
2. Si hi ha un augment significatiu en la dosi pell pels camps que travessin el tauler.
3. Si presenta una atenuació inhomogènia.

## **BIBLIOGRAFIA**

[1] Bruce J. Gerbi and Faiz M. Khan. Measurement of dose in the build up region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. Med. Phys. 17 (1), 17-26. 1990.

## INTERCOMPARACIÓ DE TÈCNiques ISOCÈNTRIQUES PER LA PROSTATA: Experiència de Grupo Hospitalario Quirón .Barcelona.

Dr.J.Casals, Dra. E. Rubio, J.F.Calvo, S. López, R.Arnalte. *Grupo Hospitalario Quirón  
Barcelona.*

**Propòsit:** Estudi de diferents tècniques dosimètriques per la planificació del boost de càncer de pròstata.

**Pacients i mètode:** 50 pacients afectats de neoplàssia de pròstata tractats previament amb tècnica “box de pelvis” (dosis prescrita de 44-46 Gy) i boost ( dosis prescrita de 26-28 Gy).

El material utilitzat són imatges CT obtingudes amb scanner ELSCINT helicoidal remeses per xarxa interna ( format Dicom) al planificador Cadplan. El mètode serà preparar les dades anatòmiques dels pacients delimitant contorns externs i òrgans d'interès (bufeta, recte, caps de femur...).El tall de TC que conté les marques radiopaques s'utilitza per definir l'origen del sistema de referència de la planificació, respecte del qual s'especifica l'isocentre.

Un cop definida l'anatomia del pacient es genera el PTV a partir del GTV amb l'aplicació dels següents marges: 1.5 / 2 cm en direcció craneo-caudal, 1.5 cm en direcció esquerra –dreta , 1,5 anterior, i finalment 1 cm en posterior. Per cada pacient es realitzen tres dosimetries amb les següents tècniques:

- A) 3 camps: Un anterior de pes 1 i 2 laterals oposats amb falques i pesos 0.6 - 0.8.
- B) 6 camps : 2 laterals i 2 parelles d'obliquos anteriors i posteriors.
- C) 6 camps : utilitzant la mateixa tècnica anterior, però amb contribució de 50% els camps laterals.

La normalització i dosificació es fa a la mitjana del PTV de manera que la dosi mitja al mateix coincideix amb la dosi prescrita per l'oncòleg-radioterapeuta.

**OBJECTIU:** Optimitzar la homogeneïtat de dosis donada al PTV i valorar la toxicitat provocada en els òrgans crítics (bufeta, recte, cap de femur) com criteri d'elecció de tècnica de tractament de boost.

# ESTUDI DEL CONTROL DE QUALITAT EN ELS TRACTAMENTS PÈLVICS AMB RADIOTERAPIA EXTERNA

Centre: Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. (Barce1ona)

## **Autors:**

Dr. J. I sern i Verdum

Eulàlia Rial i Francés D.I.

Esther Pérez i Pérez, D.I.

Maria Torres i Torres, D.I.

## **INTRODUCCIÓ:**

Presentació dels resultats obtinguts amb una mostra de 31 pacients tractats amb Cobalt o R.X. de 18 MV. als quals s'han realitzat controls setmanals diversos per tal d'averiguar les variacions que hi poden haver durant el tractament.

L'estudi de les desviacions es l'objectiu d' aquest treball.

S'han comprovat dos aspectes:

- 1- Reproductibilitat diària del posicionament dels camps de tractament.
- 2- Estudi dels canvis morfològics en el pacient que puguin incidir en que la dosi rebuda no sigui la dosi prescrita.

## **MÉTODE:**

### Reproductibilitat dels camps:

Es valora la reproductibilitat calculant les diferències de cada mesura amb la mitjana del mateix valor i del mateix pacient.

Eix. Tenim 4 mesures, es calcula la mitjana, després es calcula les diferències de cada mesura amb aquesta mitjana.

### Transferència:

S'avalua la distància de la placa de simulació amb els valors de les fotongrafies.

### Canvis morfològics:

Es controlen el dia de la simulació i durant el tractament un cop a la setmana:

1. Talla (el dia de la simulació únicament)
2. Pes del pacient
3. Diàmetre A.P.
4. Diàmetre LATERAL (en el centre de camp)
5. Distància del centre de camp lateral a la taula de tractament.
6. N<sup>o</sup> de deposicions dia.
7. Tipus de dieta

Per cada pacient es calcula (en valors absoluts) :

1. Variació total del pes al llarg del tractament
2. Variació total del diàmetre AP
3. Variació total del diàmetre LATERAL
4. Variació total de la distància del cc. lateral a la taula de tractament

**RESULTATS:** Obtinguts amb els 31 pacients que formen l'estudi (N=31)

Canvis morfològics :

Pacient	Variació Pes	Variació A.P.	Variació Lateral	Variació Alç. Taula
1	4,6	0,5	0,2	0,6
2	2,8	1,5	0,5	0
3	0,3	0,4	1	0,5
4	4,9	2,6	0	0,5
5	1,4	0,5	0	0
6	1	0,45	0,1	0,4
7	0,8	1,5	0,3	1,2
8	1,35	2,95	0,5	2,3
9	0,8	2	1	0
10	1,5	1,8	0,5	0,4
11	0,3	0	0	0
12	3,1	0,5	0,5	0,5
13	1,4	0,5	1	0
14	1,4	0,5	1	0
15	3,4	1,9	0,6	0,5
16	0,8	1	0	0

Pacient	Variació Pes	Variació A.P.	Variació Lateral	Variació Alç. Taula
17	1	0,5	2	1,5
18	5,4	0,5	0	0,4
19	0,5	0	0	0,5
20	1,7	0,5	0,5	1
21	0,4	1	1	0
22	2,2	2,5	0	1
23	1	1	1	0
24	0,3	0	0,5	0
25	0,1	1,9	0	1
26	0,3	2	1	0
27	0	1	0	1
28	0,2	0,5	0,5	0,2
29	0,3	0,3	1	1,5
30	2	0,5	1	1
31	2,5	1	1	0

	Pes (Kg)	A.P. (cm)	Lateral (cm)	lç.Taula (cm)
Variació promig	1,45	0,82	0,49	0,58
Desviació Standard	1,54	1,03	0,54	0,52

L'estudi s'ha fet en dues fases: La primera amb 16 pacients i la segona amb 15. Comparant les dues fases s'obtenen els resultats següents:

Primera fase (N=16)

Pom. var pes	-1,19	des. Pes	1,94
Prom. var DAP	-0,83	des.DAP	1,22
Prom. var DL	-0,45	des. DL	0,39
Prom. var alt.taula	-0,37	des.Alt.taula	0,64

Segona fase (N=15)

Pom. var pes	-0,81	des. Pes	1,32
Prom. var DAP	-0,75	des.DAP	0,88
Prom. var DL	-0,50	des. DL	0,71
Prom. var alt.taula	-0,34	des.Alt.taula	0,77

Es va fer un estudi dosimètric per veure quina era la variació que podia comportar un canvi de dosi. Es va comprovar que una variació de 2 cm en DAP donava un 2% de diferència en la dosi prescrita

**Reproductibilitat i transferència:**

Reproductibilitat : Craneo-caudal =SD 4,4mm  
 Lateral = SD 4,1 mm  
 Anteroposterior = SD 4,3 mm  
 Total : SD 4,3 mm)

Transferència = SD 5,6 mm

**CONCLUSIONS:**

La reproductibilitat es de  $\pm 4.3$  mm. que es pot considerar molt acceptable.

La transferència dona un valor de  $\pm 5.6$  mm., el que aparentment es un valor gran, però hi han hagut modificacions (desplaçaments dels camps) que no s 'han tingut en compte i es pot observar el biaix en positiu.

En el estudi morfològic es poden observar variacions de pes que no es tradueixen en la variació de diàmetres i al inrevés, això suposa que hi ha un component posicional dels pacients que s'ha de tenir en compte.

En la segona fase de l'estudi ,s'observa una disminució del promig de la variació del pes, que podria ser degut a que els registres de la primera fase eren tractaments realitzats amb Co 60 i els tractaments corresponents a la segona amb RX 18MV.

# **COMUNICACIÓ ESPECIAL**

**DESENVOLUPAMENT DE GRUPS COOPERATIUS D'ESPECIALISTES EN ONCOLOGIA.**  
**F. Guedea, F. Casas, T. Eudaldo, JM. Bachaud.**  
**Institut Català d'Oncologia**

**1. DESENVOLUPAMENT DE GRUPS COOPERATIUS D'ESPECIALISTES EN ONCOLOGIA**

En l'àmbit de la Medicina en general, i en particular en l'àmbit de l'Oncologia, és essencial el treball multidisciplinar i multicèntric per tal de comparar resultats i obtenir una curació màxima en els pacients afectes de càncer. S'han desenvolupat durant aquests anys nombrosos grups cooperatius, que reunien oncòlegs dins de Catalunya (Societat Catalano-Balear d'Oncologia), oncòlegs de Catalunya i de la resta de l'estat espanyol (AERO-Asociación Española de Radioterapia y Oncología, SEOM-Asociación Española de Oncología Médica, FESEO-Federación Española de Sociedades Oncológicas, etc.), i d'oncòlegs catalans amb la resta de països de la unió europea (ESTRO-European Society of Radiation Therapy and Oncology, ESMO- European Society of Medical Oncology, etc.).

Dins d'aquest darrer context, i com exemple de cooperació entre dos països de la Unió Europea, està el GOCO (Grup Cooperatiu Català-Occità). Aquest grup que va ser creat l'any 1992, reagrupa oncòlegs radioteràpics de les regions de Catalunya, Midi-Pyrénées i Languedoc Rousilló. Aquest grup enllaça la cooperació ja històrica en l'àmbit mèdic entre aquestes regions i en particular potència el triangle Barcelona-Toulouse-Montpellier.

Així mateix aquest grup reagrupa tres tipus d'especialistes, els oncòlegs radioteràpics, els físics mèdics i els tècnics de radioteràpia.

A continuació es passarà a descriure breument aquest grup, com exemple de tots aquests grups cooperatius en oncologia que existeixen a Catalunya, a l'Estat Espanyol i a tota la Unió Europea.

**2. ANTECEDENTS HISTÒRICS DEL GOCO**

El dia 8 de febrer de 1989 es va elaborar un Protocol de Cooperació, en l'àmbit de la salut, entre la Generalitat de Catalunya i el "Conseil Régional de Midi-Pyrénées", que va permetre la creació del GOCO. Però la relació científica catalana-occitana en el camp de les radiacions ionitzants, no era un fet nou. Els dies 9 i 10 de juny de 1935 es trobaren a Barcelona, els representants de les dos filials de la "Société de Radiologie Médicale de France": la "Société de Radiologie du Litoral Méditerranéen" i la "Société d'electro-radiologie du Sud-Ouest".

La jornada de treball va ser sobre el diagnòstic radiològic de la tuberculosi intestinal, a càrrec del Dr. Pinós. A continuació es va visitar el Pavelló del Càncer de l'Hospital de la Santa Creu i de Sant Pau, que destacava per les seves modernes instal·lacions de radioteràpia profunda. La jornada científica va continuar en la Facultat de Medicina de Barcelona on el Dr. Astier de Marsella va presentar "Radiothérapie de l'Hyperthyroidisme". Es va acordar una segona reunió per l'any 1936, que per raons conegudes per tots no va arribar a celebrar-se.

**3. SITUACIÓ ACTUAL DEL GOCO**

A partir de 1936 va existir un període de mutu desconeixement, fins abril de 1979 que es va celebrar a Carcasona el "I Congreso Interregional de Medicina".

El dia 30 de setembre de 1989 es reunien a Toulouse representants de la regió i del Centre Hôpitalier Regional (CHR) de Toulouse per debatre sobre transferència tecnològica i cooperació amb Catalunya. El 30 de gener de 1990 el conseller de Sanitat de la Generalitat de Catalunya, Dr. X. Trias firmava el Protocol de Cooperació, en el camp de la sanitat entre la Generalitat de Catalunya i la regió Midi-Pyrénées.

El desenvolupament d'aquests acords es va iniciar el 27 de març de 1990 amb una visita al CHR de Toulouse per part d'una delegació catalana i amb la visita a Barcelona el 15 de juny de 1990 de dos metges del CHR de Toulouse. En el mes de novembre les relacions en l'àmbit de l'oncologia radioteràpica es consoliden amb l'intercanvi de dos infermeres de la unitat de Braquiteràpia de l'Hospital de Bellvitge al CHR. Aquest centre, a partir del curs acadèmic 1990-1991 va acollir un radiofísic en la "Diplomature d'études Approfondis" (DEA) de Física Radiològica, fet que s'ha repetit fins l'actualitat.

Continuant amb aquesta línia de col·laboració en el camp de la radiofísica, es van reunir a finals de gener de 1991 en l'Hospital Claudius Regaud, els responsables de la DEA de Radiofísica, representats per el Professor Blanc (Director de Física Atòmica, Universitat Paul Sebatier de Toulouse), amb el Dr.

J.M. Borràs i les responsables dels serveis de Radiofísica de l'Hospital de Bellvitge i de Sant Pau. En aquesta reunió van participar també els radiofísics del "Institute Gustave Roussy", els Drs. Chavaudrà i Aubert.

El dia 27 de març de 1992 es va celebrar en Arties (Vall d'Aran) la I Jornada de treball Franco Catalana en el camp de la cancerologia, contemplant especialment les associacions radioquimioteràpia i les perspectives de futur en el tractament dels tumors d'ORL.

Poc temps després es presentava com memòria de la DEA de física radiològica "Intercomparison de la dose absorbée dans différents faisceaux d'irradiation". Project multicentrique franco-catalan".

Al any següent, en el mes de març de 1994, J.M. Bachaud y P. Francois del CCR es desplaçant a Barcelona amb dos objectius principals: dotar al GOCO d'estatuts jurídics i organitzar la segona reunió del GOCO, amb intenció fundacional, que es celebraria el dia 4 de novembre de 1994 en l'Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona. En els anys 1995 i 1996, la tercera i quarta jornada de treball del GOCO, es va celebrar respectivament a Toulouse i Reus, destacant l'alt grau de participació, tant de metges com de físics i tècnics.

L'any 1997 en el mes de novembre es va celebrar el V Congrés anual, amb una assistència de 186 membres i en el que es van establir per primera vegada conferències de formació continuada per metges, físics i tècnics de radioteràpia. Així de forma paral·lela cada grup podia assistir a les conferències sobre temes particulars d'interès i participar en la seva discussió. La VI reunió del GOCO va tenir lloc els dies 6 i 7 de novembre de 1998 a Barcelona, congregant al voltant de 160 participants i presidit per el Dr. Valls de l'Hospital de l'Esperança de Barcelona. Finalment la VII reunió del GOCO es va celebrar a Perpignan el mes de desembre de 1999 i va reagrupar 180 persones.

En l'àmbit de treballs científics, el GOCO ha realitzat fins el moment, un estudi aleatoritzat multicèntric per estudiar la utilitat de l'hiperfraccionament en el càncer de laringe i diferents protocols de tractament conjunts. També s'elaboren bases de dades conjuntes en el tractament conservador del càncer de mama. Recentment s'ha publicat en la International Journal of Radiation Oncology Biology and Physics (44:47-52,1999), un estudi retrospectiu dels sarcomes uterins tractats en els últims anys en la majoria dels hospitals que pertanyen al GOCO.

També s'han presentat diferents propostes per nous estudis que inclouen la braquiteràpia de parpella i la del penis, un estudi retrospectiu dels timomes malignes tractats per els centres que pertanyen al GOCO i finalment un estudi sobre el valor pronòstic de la quimioteràpia neoadyuvant a la irradiació, en el tractament del càncer de pulmó no microcític inoperable.

El proper congrés del GOCO està previst que es celebri a Lleida el 17 i 18 de novembre de 2000.

#### **4. IMPORTÀNCIA DELS GRUPS COOPERATIUS.**

Aquest exemple de cooperació entre dos països de la Unió Europea en l'àmbit de la oncologia radioteràpica, ens demostra la importància que tenen els grups cooperatius des d'un punt de vista científic, tècnic, motivador a nivell professional i d'interrelació entre especialistes i centres.