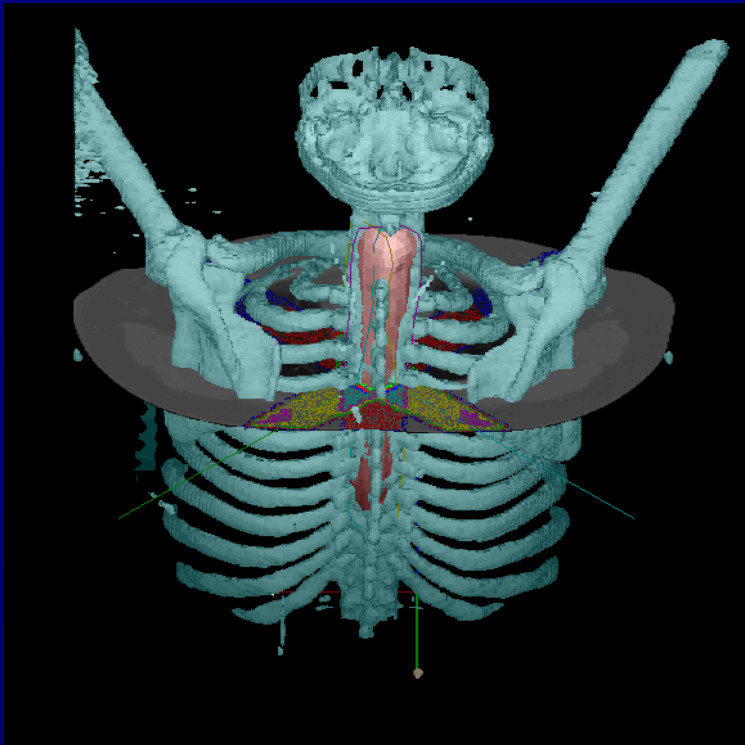


# Actualidad y Tendencias en Algoritmos para TPS: Implementaciones Eficientes con las nuevas tecnologías de la familia PC



Lic. Armando Alaminos Bouza

Físico-Médico, M.Sc.

- Serv. de Radiocirurgia CLINRAD/CEPRO, São Paulo.

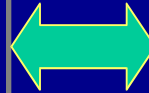
- MEVIS Informática Médica Ltda. São Paulo. Brasil

# Clasificación de los algoritmos para cálculo de dosis

## Orientado a DATOS

Un caso hipotético de algoritmo orientado a datos puro consistiría en almacenar tablas de dosis en una Rejilla (matriz) 3D. El cálculo de dosis se restringiría a interpolar. Para ser útil este algoritmo debe exigir cantidades enormes de datos, para muchos tamaños de campo y diversas condiciones geométricas.

Para el caso de “datos puros” no se podrían obtener informaciones de dosis en condiciones diferentes de aquellas introducidas en la base de datos. Una vía para corregir esta limitación consistiría en introducir modelos para la corrección de pequeñas diferencias de configuración. Mackie llamó este como “correction-based algorithm” (1996).



## Orientado a MODELO

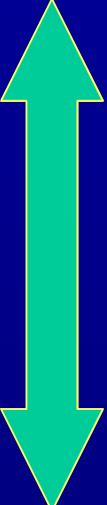
El caso puro de orientación a modelo partiría de principios básicos, con los electrones acelerados impactando en el blanco, siguiendo los fotones generados en la interacción.

Este abordaje es muy costoso en tiempo de CPU y sensible a detalles en la configuración del acelerador y el paciente.

**Cálculo de Dosis puntual**

**Cálculo Volumétrico de dosis**

## Orientado a DATOS

- 
- Bentley-Milan (Milan 1974,.. Modificaciones) .
  - Integración de aportes de dispersión (Cunningham 1972, 1987).
  - Convolución (\*) de “Pencil Beams” (Hogstrom 1981, Ahnesjö 1992).
  - Convolución (\*) de “collapse cone” (Ahnesjö 1989).
  - Convolución (\*) de “point spread functions”. (Boyer 1985, Mackie 1985
  - Métodos de Monte Carlo (MC) .
  - Métodos determinísticos.

## Orientado a MODELO.

(\*) La convolución es un procedimiento especial de matemáticas para mezclar dos funciones. La relación entre convolución y la Transformada de Fourier viene definida por un teorema que afirma que el unir (mezclar) dos funciones dependientes del tiempo es equivalente a multiplicar sus Transformadas de Fourier. La convolución puede ser resuelta en el dominio del tiempo o en el de la frecuencia. Cuando las funciones son invariantes para todo el dominio del tiempo, la solución más rápida se logra en el dominio de la frecuencia.

# Convolución de “point spread function”

$$D(\vec{r}) = \int_E \int_V \int_V \int_V T_E(\vec{s}) h(\vec{r} - \vec{s}) d^3\vec{s} dE$$

$T_E$  - TERMA (Total Energy Release to Mass),  
diferencial en energía (E.. E+dE) .

$h(p)$  - función que describe el patrón de deposición de energía para un fotón de energía E, que interactúa en el punto p (kernel).

En su formulación original conduce a altos costos en tiempo de CPU. Solución eficiente si el medio es infinito y homogéneo, caso en que la FFT puede ser usada. Si el medio es heterogéneo el kernel puede ser escalado de acuerdo con la densidad y conduce a un problema con costo de  $N^7$ , donde N es el número de puntos para cálculo, tornando la solución prohibitivamente lenta.

Una simplificación para tornar el problema viable es la “cone collapse”, que simplifica el kernel a un número pequeño de regiones cónicas (M), cuidadosamente orientadas en la rejilla. Conduce a un problema en  $M * N^3$  .



Point spread function para  
Fotones de 6 MeV.  
Considerando sólo Compton

$$h_w(r, \theta) = (A_\theta e^{-a_\theta r} + B_\theta e^{-b_\theta r}) / r^2$$

Ajuste del kernel para medio  
homogéneo (agua).

# Convolución de “Pencil Beams”

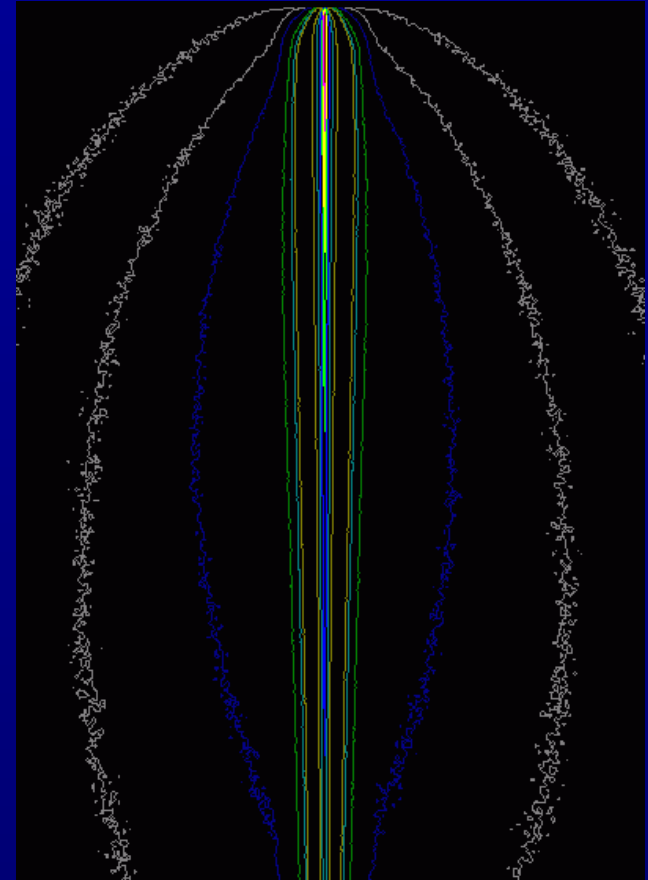
$$D(r) = \int_E \iint_S \Phi_E(\rho) \Pi(E, r, \rho) d^2 \rho dE$$

$\Pi$  - función que describe el patrón de deposición de energía para un mini-haz, que interacciona en la superficie del medio. Generalmente se asume que el medio es semi-infinito.

$\Phi$  - Función que describe la fluencia en la superficie en el punto de incidencia  $\rho$ . Para la energía en el rango de  $(E .. E+dE)$ .

La solución de la convolución, en el caso de medios semi-infinitos y homogéneos es muy eficiente con FFT o FHT (Fast Hartley Transform).

En medios heterogéneos, irregulares y finitos puede ser conveniente el uso de “ray tracing”. En la práctica se emplea mucho “pencil” de sección transversal finita para introducir correcciones por densidad e incidencia.



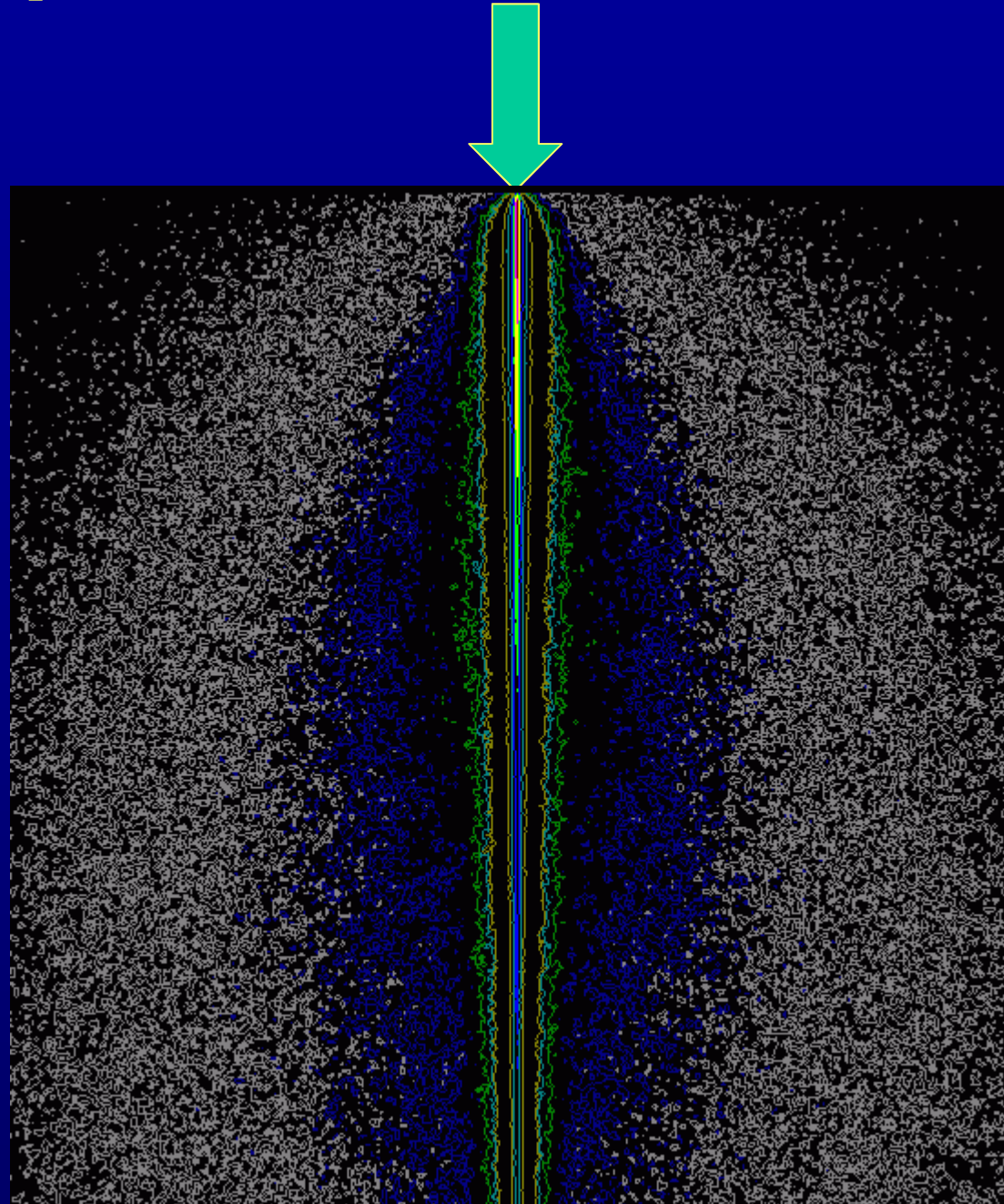
“Pencil Beam kernel” para un haz de fotones de 6 MeV. Vea su generación en el próximo cuadro.

# Generación de un kernel para Pencil Beam con Monte Carlo.

- X-Ray, Varian Clinac 1800.
- Energía nominal 6 MeV .
- Rejilla de 1x1 mm.
- Tamaño de 320x320x320 mm.
- Primer cuadro = 1E5 fotones prim.
- Ultimo cuadro = 5E7 fotones prim.
- Curvas del exterior hacia el eje:  
0.05%, 0.1%, 0.2%, 0.5%, 0.8%,...

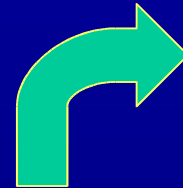
Para optimizar IMRT la formulación del problema de cálculo de la distribución de dosis con “pencil beam” es eficiente.

**Alaminos A., Capote R.** : 2D Monte Carlo code for fast x-ray beam modeling on personal computers. Physics in Medicine & Biology, vol. 39 (1994) . Proceedings RJ.

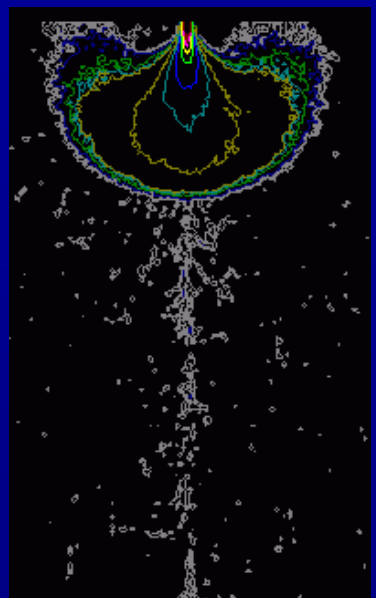


# Convolución de “pencil beam” para electrones.

(introducido por Hogstrom en 1981)

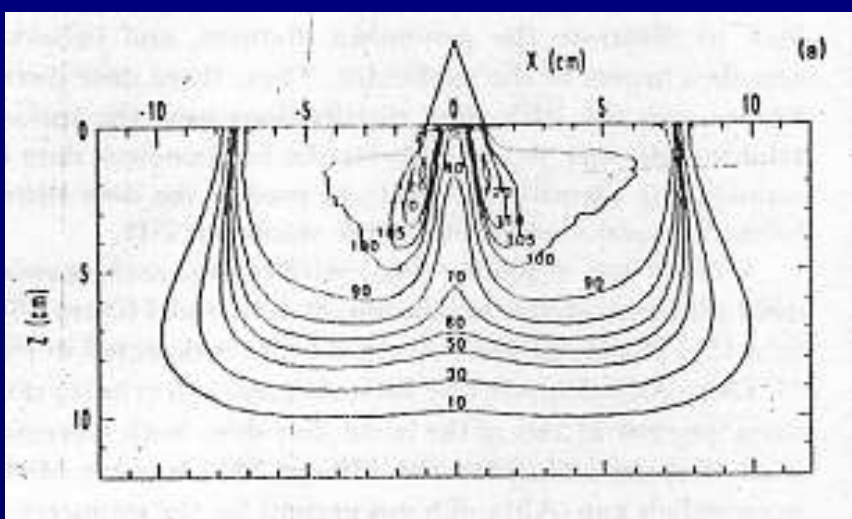


MC: Pencil beam para e<sup>-</sup>,  
12 MeV, kernel de 3x3 mm, de  
1024 a 2.0E6 electrones primarios.  
Rejilla de 1x1 mm.

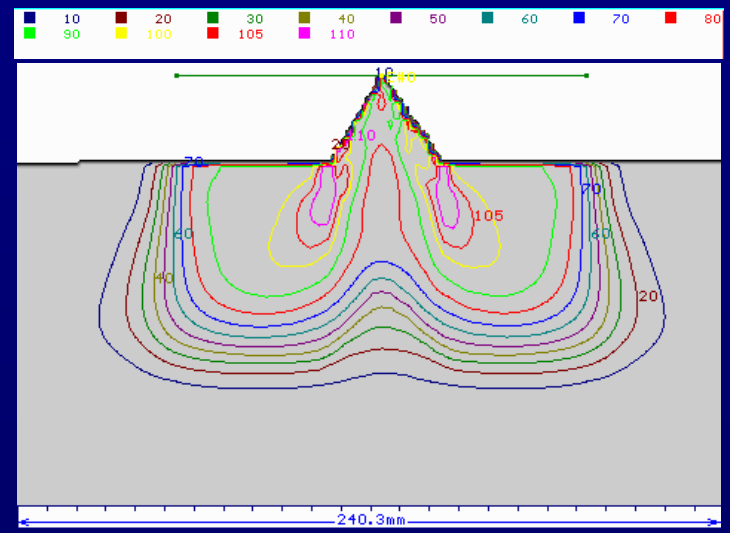


Nariz 20 MeV, datos para verificación.  
Shiu, Tung, Hogstrom. Med. Phys. May/June 1992

Verification data for electron beam dose algorithms  
Allen S. Shiu, Samuel Tung, and Kenneth H. Hogstrom  
Department of Radiation Physics, The University of Texas M. D. Anderson Cancer Center  
1115 Holcombe Blvd., Houston, Texas 77030



Nariz 16 MeV, Clinac 1800.  
Convolución de Pencil Beam - CAT3D



# Métodos de Monte Carlo (MC)

Idea básica: describir la evolución estadística de partículas del sistema basado en muestreo aleatorio de las distribuciones de densidad de probabilidad de cada interacción.

MC Analógico: Simulación por seguimiento de partículas individuales empleando muestreo analógico.

MC no Analógico: Simulación basada en teoría de transporte empleando técnicas de reducción de varianza (vrt).

MC Mixto : Combina las dos técnicas anteriores.

Programas de MC de propósito general:  
EGS4, MCNP, GEANT, PEREGRINE.

Programas de MC especializados:  
Para electrones - MMC, VMC  
Para fotones - XVMC, DPM  
(entre 20 a 40 veces más rápidos que EGS4)

Principales aplicaciones en TPS: Teleterapia con fotones y electrones. braquiterapia, en especial para generar distribuciones de fuentes como alternativa a la integral de Sievert.

Limitación en clínica: Tiempo de CPU.

## Deterministic Methods – Mathematical Model

Coupled system of three Boltzmann equations

$$\Omega \cdot \nabla \psi^i + \sigma_t^{ii} \psi^i = \int_I \int_S \sigma_s^{ii} \psi^i d\Omega' dE'$$

$$+ \int_I \int_S \sigma_s^{ji} \psi^j d\Omega' dE'$$

$$+ \int_I \int_S \sigma_s^{ki} \psi^k d\Omega' dE'$$

Inflow boundary conditions:

Photon flux is prescribed on body surface

Equation for **photons** ( $\gamma$ )

$i \rightarrow \gamma, j \rightarrow e, k \rightarrow p$

Equation for **electrons** ( $e$ )

$i \rightarrow e, j \rightarrow \gamma, k \rightarrow p$

Equation for **positrons** ( $p$ )

$i \rightarrow p, j \text{ void}, k \rightarrow \gamma$

Cross sections  $\sigma_s, \sigma_t$ :  $\left\{ \begin{array}{l} \sigma^{ji} \text{ physical interaction due to} \\ \text{particle } j \text{ in equation for particle } i \end{array} \right.$

# Criterios para evaluar la utilidad clínica de los algoritmos para TPS

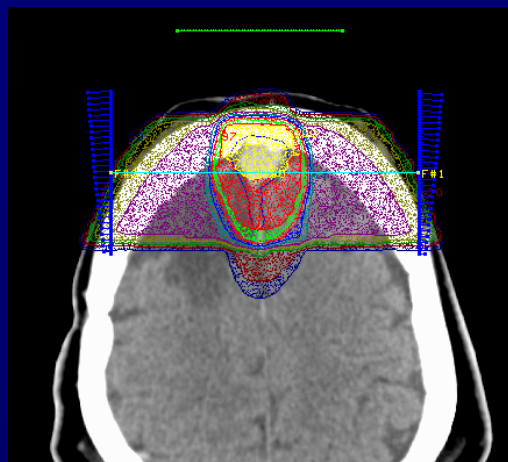
Capacidades para modelar el haz, gantry, colimador, ángulo y posición de mesa, asimetría de colimador, MLC, protecciones individuales para fotones y electrones, cuñas, compensadores.

Capacidades para modelar el paciente. Contorno externo, heterogeneidades internas. Reconstrucción y renderización en múltiples planos y orientaciones. DRR , BEV. Fusión multimodal de imágenes.

Facilidad para el comisionamiento de haces.

Precisión del cálculo de dosis. Task Group 53 AAPM 1996 (recomendaciones).

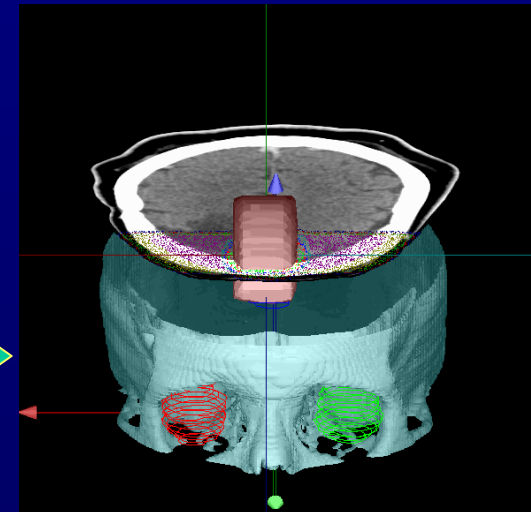
Velocidad del cálculo de dosis. Disponer de un modo "fast" y de uno o varios niveles de refinamiento del cálculo.



Cálculo de dosis en volumen y representación

2D

3D



# Métodos de cálculo y procesamiento paralelo

Monte Carlo	ideal
Convolución en dominio del tiempo	apropiado

## PC con multiprocesador :

- Una estación (PC) con 2 o más CPU.
- Cada CPU ejecuta un "thread".
- Todos los threads forman parte de un único proceso.
- Cada thread puede jugar historias independientes o dos tareas cualesquiera simultáneamente.
- La aplicación tiene que ser multi-thread para beneficiarse plenamente de la arquitectura.
- Soportado por Windows 2000/XP/2003 y Linux.
- Solución de bajo costo.

## Procesamiento distribuido :

- Múltiples estaciones (PC) formando un "cluster".
- Cada estación ejecuta un proceso.
- Cada estación juega historias independientes, al final se integran las rejillas de dosis.
- Soportado por Linux y Windows 2000 Server o 2003 Enterprise Edition.
- Solución de alto costo. Infraestructura de red. Espacio físico.

Tecnología HT (hyper-threading): puede paralelizar ciertas tareas (instrucciones) en una sola CPU (Pentium 4). Necesita aplicación multi-thread. Valor limitado para aplicaciones muy dependientes de números flotantes. Paraleliza mejor threads asimétricos.

## Procesamiento vectorial :

Orientado a problemas del tipo producto de matriz  $[4 \times 4]$  con vector  $[4]$  .

Se introduce el “Single Instruction Multiple Data” (SIMD).

La tecnología MMX es SIMD para datos enteros.

La tecnología SSEx es SIMD para datos de punto flotante.

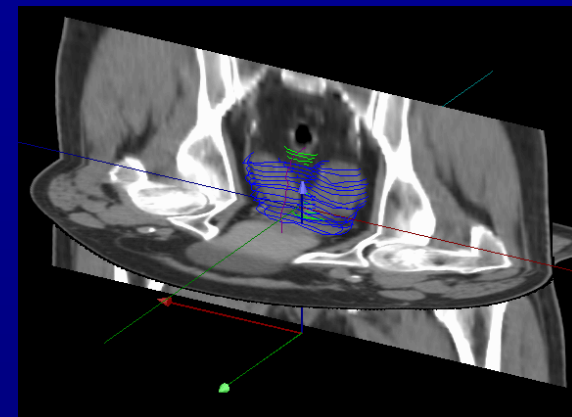
La tecnología 3DNow es SIMD para flotantes.

## Tareas que pueden beneficiarse notoriamente :

representaciones 3D,

cinemática del conjunto gantry – colimador – mesa.

renderización en la fusión multimodal de imágenes.

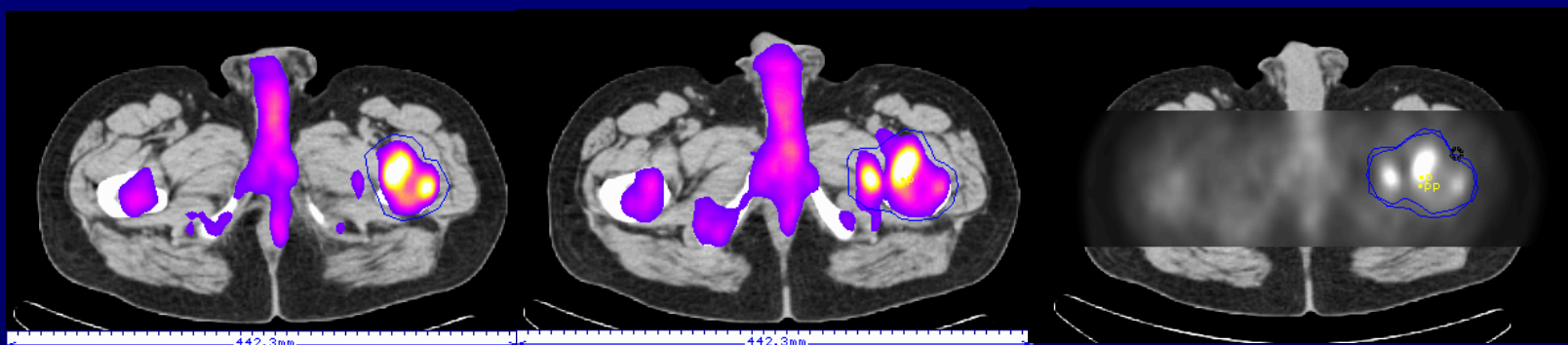


## Las vías para llegar al beneficio:

Compiladores vectoriales, aún poco desarrollados para PC. Capaces de identificar y optimizar problemas del tipo descrito. Los pocos disponibles, en C/C++ .

Programar partes críticas del código en ensamblador con instrucciones SIMD.

Utilizar bibliotecas matemáticas de terceros con rutinas escritas en ensamblador optimizadas para vectores y matrices usando SIMD. (bibliotecas de Intel).



# La elección de un compilador para desarrollar el TPS

## Helping to choose the right commodity compilers for High Energy Physics

Nenad Buncic<sup>a</sup>, Sverre Jarp<sup>a</sup>, Christophe Meessen<sup>b</sup>, Hong Tang<sup>c</sup>, Refael Yaari<sup>d</sup>

<sup>a</sup> IT Division, CERN, CH-1211 Geneva 23, Switzerland, <sup>b</sup> CPPM, Marseille, France, <sup>c</sup> NETIQ, Palo Alto, United States, <sup>d</sup> Weizmann Institute, Israel

compiladores sugeridos



- Watcom C++/FORTRAN version 9.5 → 10.5 → 10.6 → 11.0
- Microsoft Visual C++ v. 2.x → 4.0 → 4.2 → 5.0
- Microsoft FORTRAN Powerstation v. 2.x → 4.0 → Digital FORTRAN 5.0
- Intel C/FORTRAN Reference Compilers v. 2.1 → 2.3 → 2.4 (beta)
- GNU C/C++ compiler v. 2.7.2 (under Linux)

“benchmark” ideal es con el propio problema



The tests consisted of the following Geant3 and Geant4-prototype cases:

- FORTRAN Gexam1/3.15 - Stand-alone.
- FORTRAN Gexam1 w/CERNLIB/3.21.
- C++ Geant404 Calorimeter (prototype) - Stand-alone executable.
- C++ Geant404 Calorimeter (prototype) - Executable built from library.

## Resultados

	Stand-alone 3.15	Library 3.21
Linux/gcc	124 s	144 s
Watcom compilers	121 s	154 s
Microsoft compilers	110 s	383 s

Casos particulares de optimización empleando instrucciones de CPU, generalmente ignoradas por los compiladores, con gran impacto sobre la eficiencia del TPS .

**fsincos** - presente en INTEL y ADM equivale a **fsin** seguido **fcos**

**140 clocks** < **130 + 130**

**Beneficiarios** - ray tracing (corr. de heterogeneidades), geometría del haz, DRR, MC...

**cvtss2si** - presente para SSE , equivalente a **fstp** o **frndint**

**9 clocks** < **30** ( + posible cambio del modo de redondeo en el registro MXCSR de FPU) .

**Beneficiarios** - toda interpolación en tablas de flotantes, es decir, casi todo el TPS !  
generadores de números pseudo-aleatorios, MC .

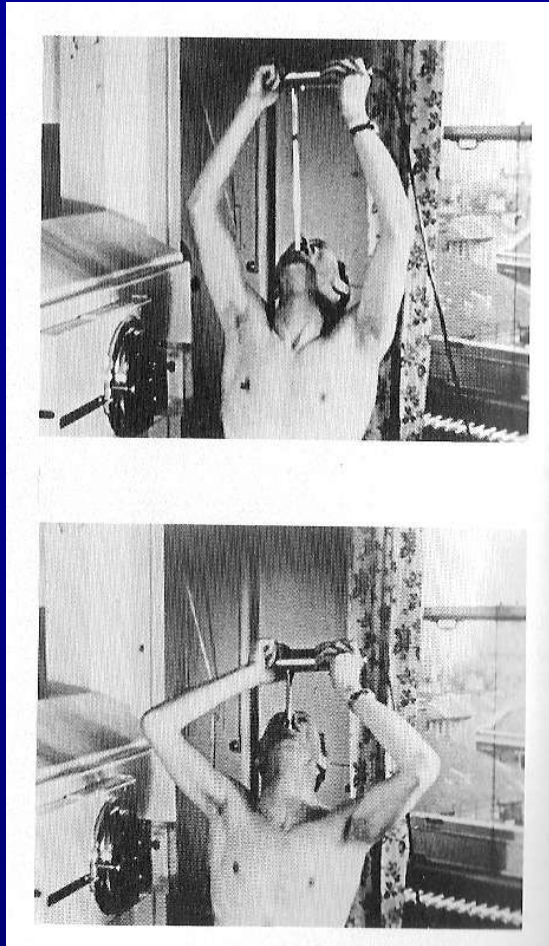
**Bswap** - convierte de big-endian a little-endian un entero de 32 bits.

**Xchg** - convierte de big-endian a little-endian un entero de 16 bits.

**2 clocks** << rutina escrita en C o FORTRAN .

**Beneficiarios** - tratamiento de imágenes, imágenes de CT , MRI , PET...  
generadas por una CPU no INTEL.

# Verificación dosimétrica de algoritmos e implementaciones



Traga-espadas profesional, voluntario, colocándose una cámara de ionización en medio del torax. Smithers en el “Royal Cancer Hospital”, 1953, para chequear su modelo dosimétrico en X-Ray rotacionales. Tomado de: S. Webb: “The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy” . IOP Publishing Ltda. 1993



Fantomas antropomórfico del MDA Cancer Center, para verificación SRS



REPORT OF STEREOTACTIC RADIOSURGERY  
HEAD PHANTOM IRRADIATION

Date of Report: September 7, 2001  
Institution: #0706 Centro de Oncologic Radioterapica, Brazil  
Physicist: Mauricio Leick  
Radiation Machine: Varian Clinac 2100  
Stereotactic System: Micromar MRS-02B  
Date of Irradiation: August 23, 2001

**Description of Procedure:**

An anthropomorphic head phantom containing a 1.9 cm diameter spherical target was mounted in a head frame, imaged, and irradiated with a single isocenter to a maximum dose of approximately 30 Gy. Two TLD capsules provide point dose information near the center of the target. Two orthogonal sheets of GAFChromic™ Dosimetry Media provide dose profiles along the principal axes of the phantom through the center of the target. The dose profiles allow measurement of the diameter of the prescription isodose surface along the three principal axes in addition to an evaluation of the delivered dose distribution relative to the target location. The results are presented in summary below and the detailed report is attached.

Preliminary studies suggest that the precision of the TLD is  $\pm 3\%$  and the localization precision from the film is  $\pm 1$  mm.

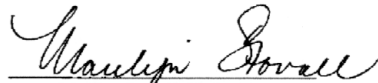
**Summary of results:**

	Ratio	Criteria <sup>(a)</sup>
Dose to the center of the target (RDS/Institution)	0.97	0.95 - 1.05
Treated Volume <sup>(b)</sup> : (Measured/Institution)	1.16	0.75 - 1.25 <sup>(c)</sup>
Ratio of Measured Treated Volume to Target Volume <sup>(d)</sup>	1.55	1.00 - 2.00
Minimum Dose to Target (Minimum Dose/Prescription Dose) <sup>(e)</sup>	1.05	> 0.90

Prescription dose stated by the institution is 85% of the maximum dose.

- (a) Criteria are adapted from the RTOG QA guidelines. Int. J. Onc. Biol. Phys. 27, 1231-39, 1993.  
(b) The treated volume is assumed to be an ellipsoid with diameters taken from the "Film Results" table.  
(c) Average discrepancy of approximately 2 mm. on each diameter.  
(d) The target is the 1.9 cm. sphere.  
(e) Minimum dose is taken from the 3 dose profiles.

TLD Anyalsis By: Gunn Sutedja  
Film Analysis By: Susan Smith  
Report Checked by: Cathy Kasper

  
Marilyn Stovall, Ph.D. / Date

9/7

CARING • INTEGRITY • DISCOVERY

1515 HOLCOMBE BOULEVARD • HOUSTON, TEXAS 77030-4009 • 713-792-2121 • www.mdanderson.org

A Comprehensive Cancer Center designated by the National Cancer Institute  
located in the Texas Medical Center

Verificación de sistema de radiocirugía con fantasmas antropomórfico del MD Anderson Cancer Center. COR de Porto Alegre - RS - Brasil. 08/2001 Esterotáxico y conos Micromar, conos de 24 mm. software MNPS y dosimetria de Mevis. Clinac 2100. 30 Gy , 5 arcos de 120 grados cada.

**Summary of results:**

	Ratio	Criteria <sup>(a)</sup>
Dose to the center of the target (RDS/Institution)	0.97	0.95 - 1.05
Treated Volume <sup>(b)</sup> : (Measured/Institution)	1.16	0.75 - 1.25 <sup>(c)</sup>
Ratio of Measured Treated Volume to Target Volume <sup>(d)</sup>	1.55	1.00 - 2.00
Minimum Dose to Target (Minimum Dose/Prescription Dose) <sup>(e)</sup>	1.05	> 0.90

Prescription dose stated by the institution is 85% of the maximum dose.

- (a) Criteria are adapted from the RTOG QA guidelines. Int. J. Onc. Biol. Phys. 27, 1231-39, 1993.  
(b) The treated volume is assumed to be an ellipsoid with diameters taken from the "Film Results" table.  
(c) Average discrepancy of approximately 2 mm. on each diameter.  
(d) The target is the 1.9 cm. sphere.  
(e) Minimum dose is taken from the 3 dose profiles.

**TLD Results: (Dose reported to water)**

Dose to TLD Capsules (Gy)	Average Dose (Gy)	Institution Dose	Ratio
Upper	Lower	(Dose to Center)	(Gy)
29.3	29.1	29.2	30.0
			0.97

Measured Along	FieldSize (85% Isodose Line)			Offset (85%) Line*
	Measured (cm)	Institution (cm)	Measured - Institution	
Sagittal-Axial line	2.13	2.07	0.06	0.05
Axial - Coronal Line	2.22	2.15	0.06	0.08
Sagittal - Coronal Line	2.25	2.06	0.19	0.02
Treated Volume (cm <sup>3</sup> )**	5.55	4.80		

\* Offset is the distance between the center of the specified isodose line and the center of the physical target

\*\* Treated Volume =  $(\pi \cdot x \cdot y \cdot z) / 6$

**Measured profiles along the principal axis through the isocenter:**

Profile 1: Sagittal Axial Line

## Conclusiones

- Existe una amplia gama de algoritmos para los problemas enfrentados por los TPS .
- El tiempo de ejecución es el principal factor limitante para la introducción de algoritmos / modelos más precisos en la clínica.
- La implementación de un algoritmo puede alcanzar niveles de eficiencia muy divergentes debido a diferencias en elección del lenguaje, compilador, optimización del código fuente y empleo de instrucciones específicas de CPU ignoradas por el compilador.
- En compensación el uso de intrucciones específicas de CPU dificulta la portabilidad para otras plataformas.
- Las nuevas CPUs y sistemas operativos de las PCs contienen elementos que pueden mejorar significativamente las implementaciones. Muchos TPS ignoran estos recursos, por ser específicos.
- Todo algoritmo, modelo, implementación y comisionamiento debe ser verificado cuidadosamente.