I Jornadas RSEF/IFIMED de Física Médica

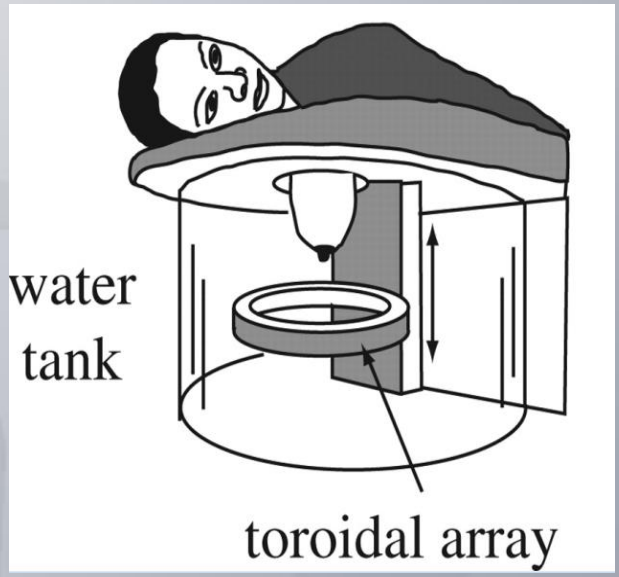
Tomografía Ultrasonica Computerizada

M Perez-Liva, J L Herraiz, and J M Udías

Grupo de Física Nuclear, Universidad Complutense de Madrid (UCM), Campus de Excelencia Internacional de Moncloa, España

Tomografía Ultrasonica Computerizada (USCT)

- Técnica de imágen no invasiva
- Estudia las propiedades acústicas del tejido
- No emplea radiación
- Supera varias limitaciones de la mamografía
  - Baja sensibilidad con mamas densas
  - Incomodidad por la compresión
  - Incorrecta localización tras la descompresión
- Actualmente limitada por el alto coste computacional

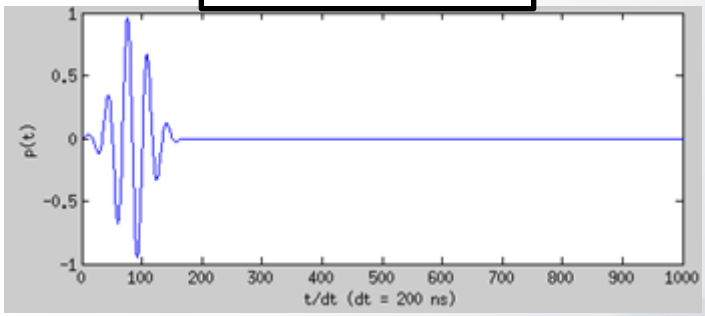


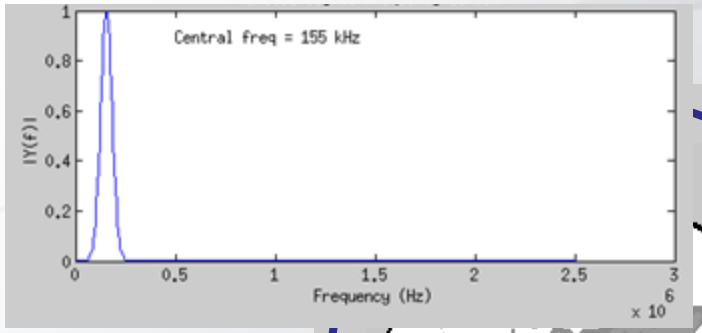
Concepto de USCT con un arreglo circular de transductores Simonetti F et al 2009

Objetivo: Desarrollo e implementación de métodos de reconstrucción en USCT para obtener mapas de velocidad y de atenuación de alta calidad en tiempos razonables de cálculo

Datos medidos en USCT

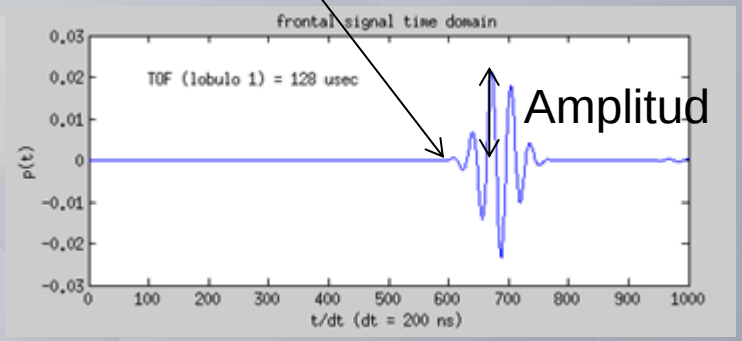
Señal emitida

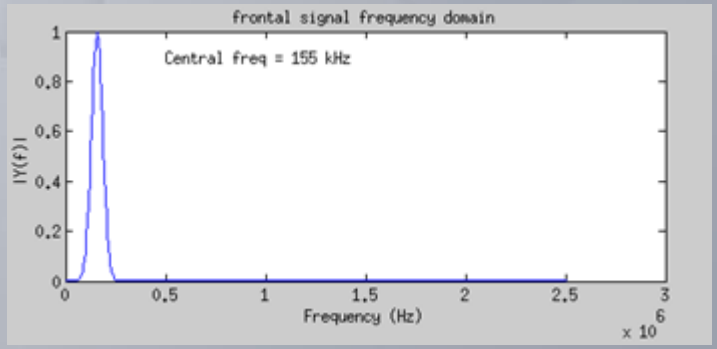


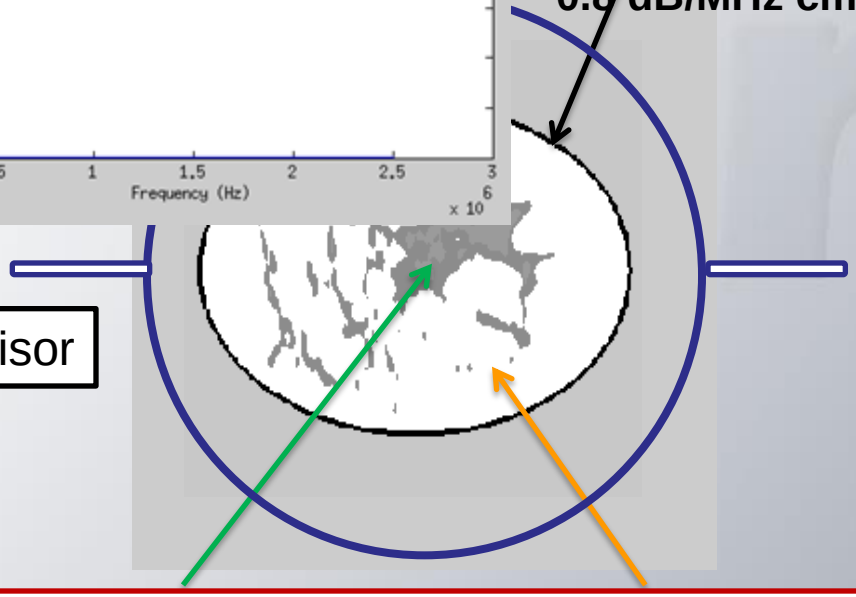


Señal recibida

Tiempo de vuelo TOF



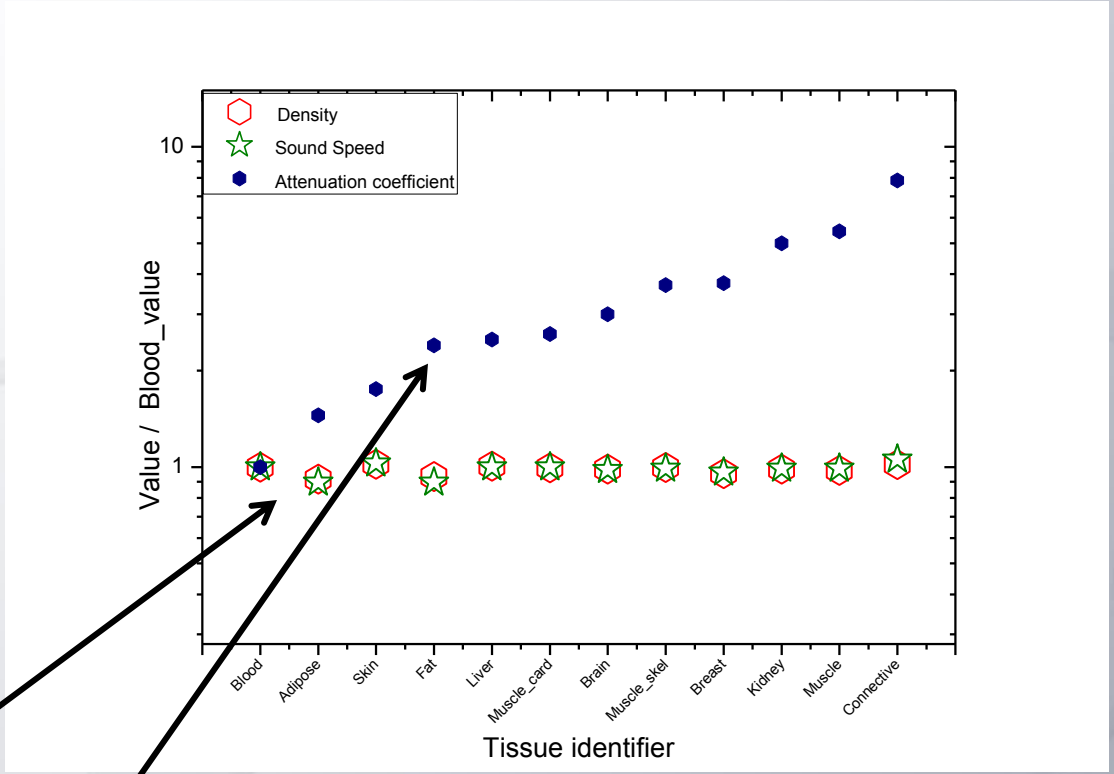




Análisis de los procesos que han podido afectar la forma inicial.

(1525 m/s; 0.75 dB/MHz 0.6 dB/MHz cm)

¿Qué interés tienen la velocidad del sonido y la atenuación?



Sin embargo el rango de contrastes que brinda la atenuación es mucho más apropiado para discriminar tejidos blandos.

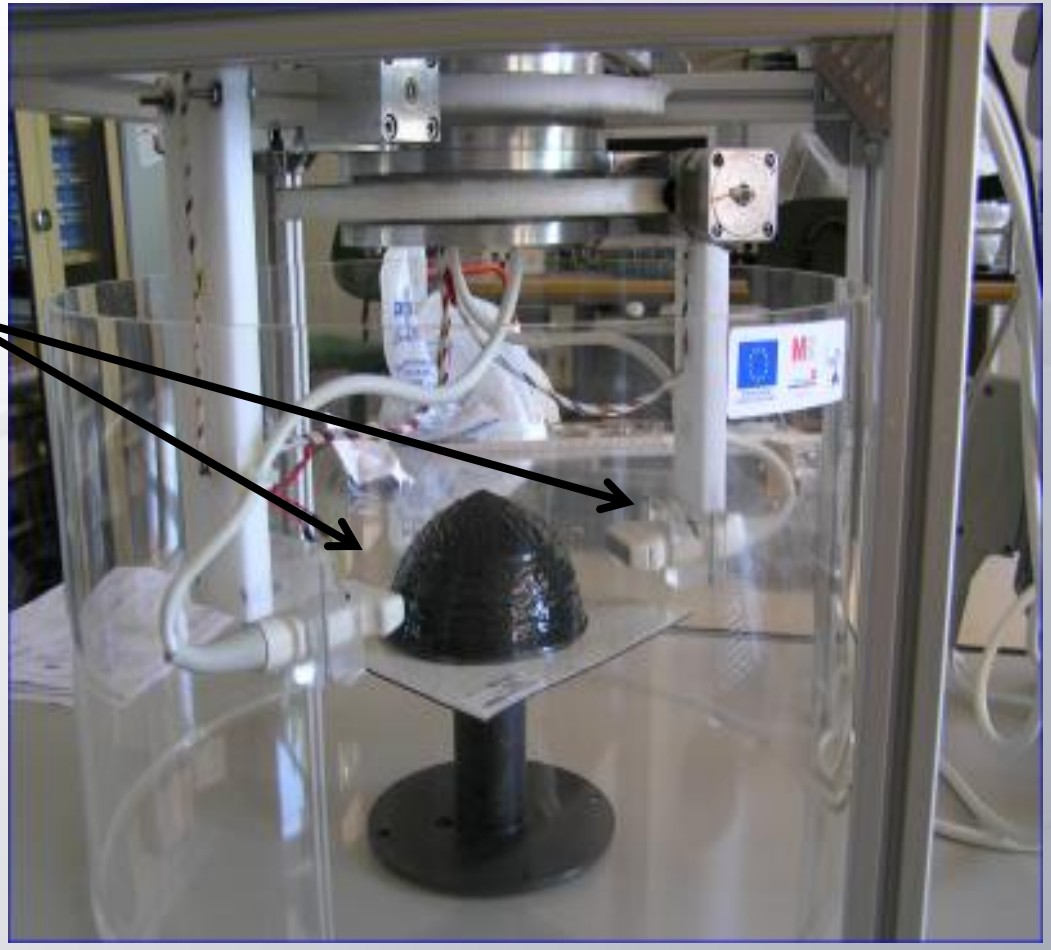
Al esta

altamente correlacionadas la información que ambas brindan en cuanto a contraste es prácticamente la misma.

Prototipo de tomógrafo ultrasónico

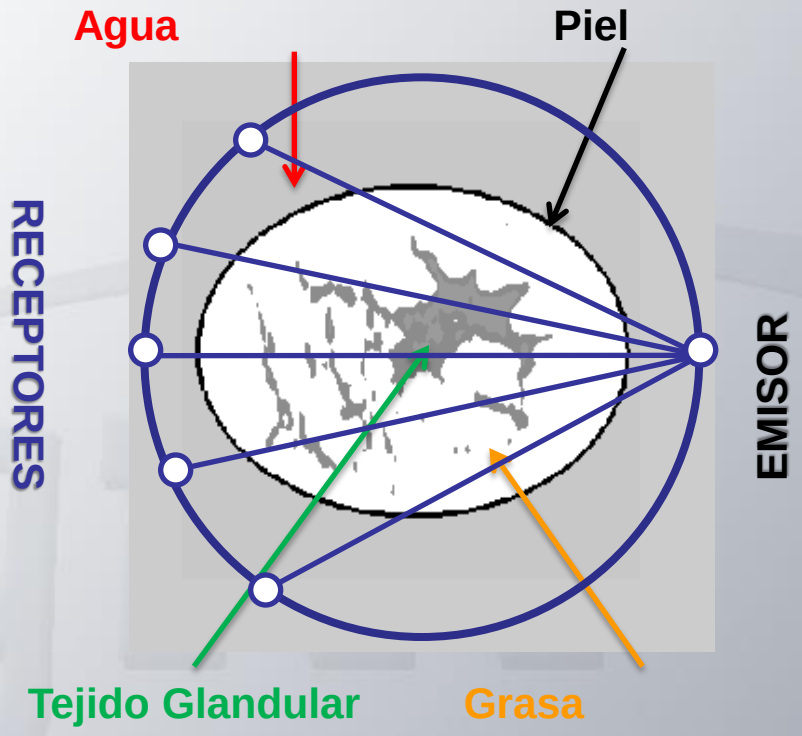
Un transductor actúa como emisor y el otro como receptor.

Ambos son movidos independientemente mediante motores



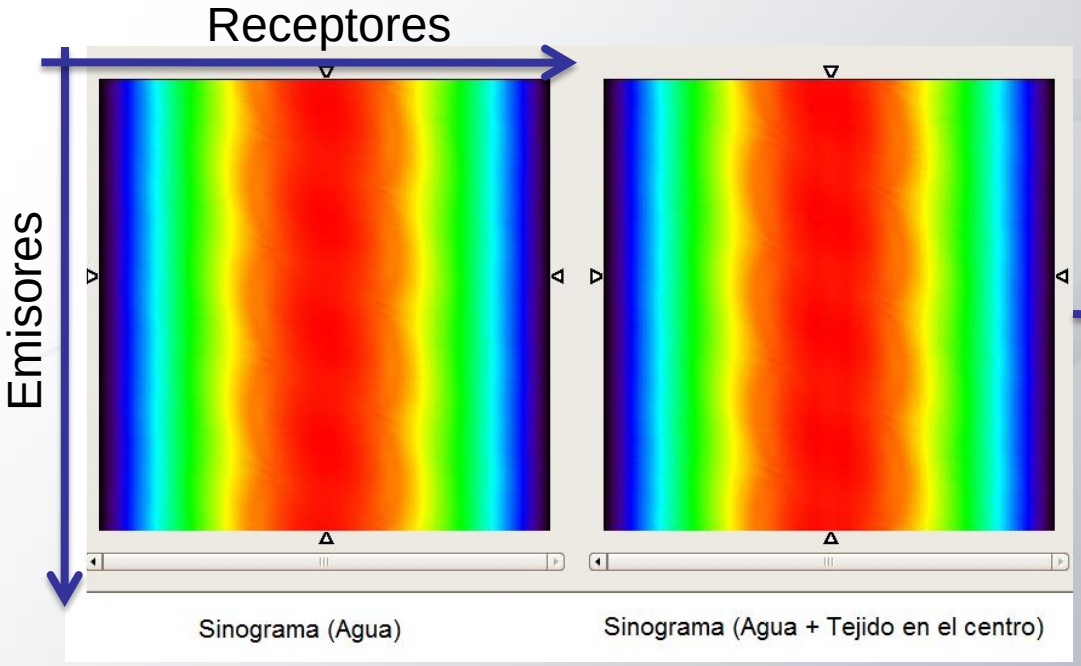
(128 elementos, 3.2 MHz)

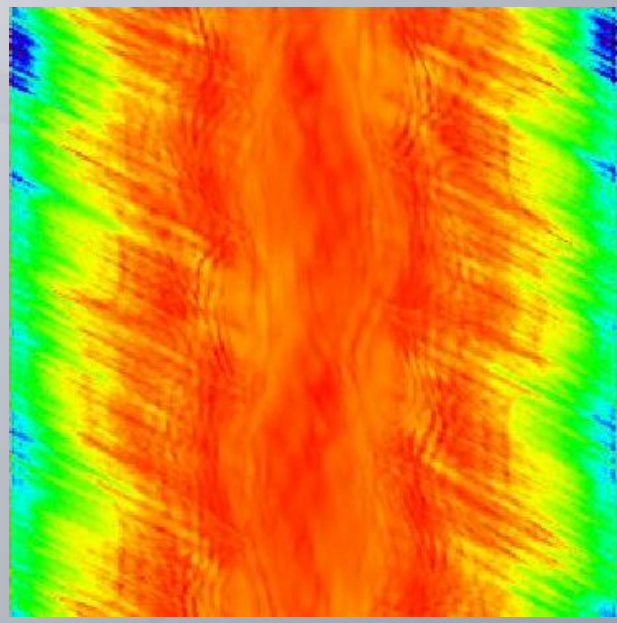
Primera aproximación. Imagen de FBP



Aproximación sólo transmisión, no hay refracción, poca física incluida!
Emplear iguales técnicas que en reconstrucciones de CT

TOF + LINEAR RAY TRACING





Para FPB - Inverse radon

Algoritmos de trazado de rayos curvos en USCT para obtener las distribuciones de velocidad del sonido y de *atenuación acústica*

¿Cómo funcionan los algoritmos de rayos curvos?

acoustic wave equation:

$$\frac{1}{c^2}\frac{\partial^2 p(r)}{\partial t^2} - \nabla^2 p(r) = 0 \qquad (1)$$

a simple harmonic solution as follows:

$$p = A(r)e^{iw(\vartheta(r)-t)} \qquad (2)$$

High frequency, geometrical acoustic, the Eikonal equation is obtained:

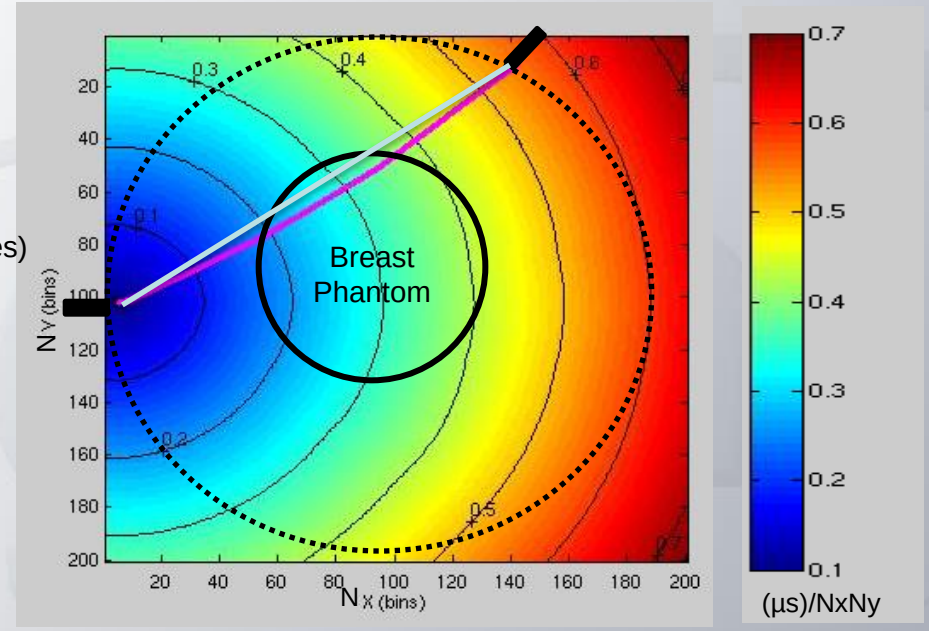
$$|\nabla\vartheta|^2 = \frac{1}{c^2} = s^2 \qquad (3)$$

Algoritmos de trazado de rayos en USCT para obtener las distribuciones de <u>velocidad del sonido</u> y de <u>*atenuación acústica*</u>

$$\Delta T_i = \sum_{j=1}^{N} a_{ij}\, s_j, \qquad i = 1{:}M \qquad (4)$$

Problema inverso

Arreglo de transductores)



Mapa de retardos y camino curvo

Algoritmos de trazado de rayos en USCT para obtener las distribuciones de velocidad del sonido y de *atenuación acústica*

¿Cómo resolver el problema inverso?

$$\Delta T_i = \sum_{j=1}^{N} a_{ij}\, s_j, \qquad i = 1{:}M \qquad (4)$$

ML-EM

$$s_j^{it+1} = s_j^{it} \frac{\sum_i a_{ij} \frac{y_i}{\sum_{j'} a_{ij'} f_{j'}^{it}}}{\sum_i a_{ij}} \qquad (5)$$

Algoritmos de trazado de rayos en USCT para obtener las distribuciones de velocidad del sonido y de *atenuación acústica*

Usar el mismo procedimiento para obtener los mapas de A

The loss of amplitude along the ray :

$$A(r) = A_0 e^{-\int \alpha_0(w) r} \qquad (6)$$

the amplitude decay method

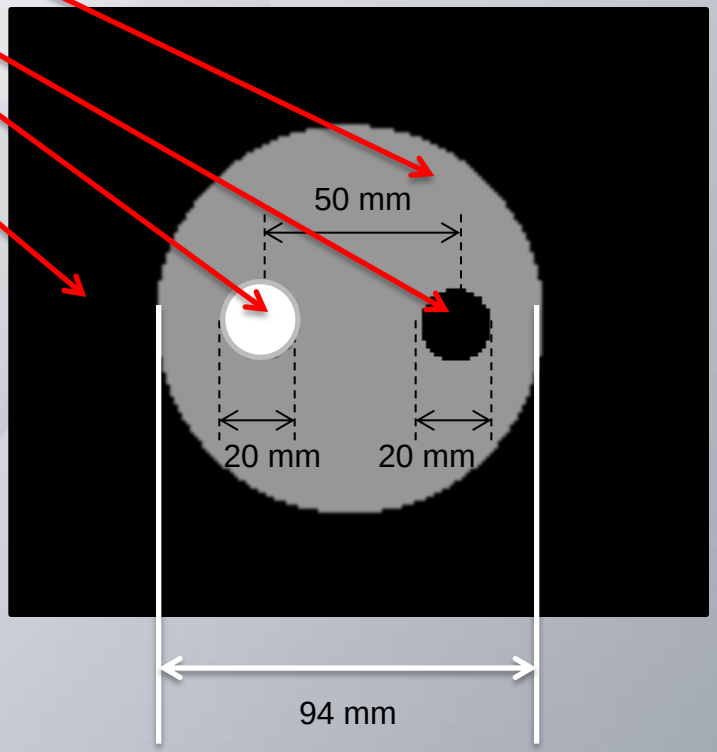
Assumptions:

1. Linear dependence on the frequency $\alpha_0(w) = \alpha_0\, w$
2. attenuation in water is neglected
3. Energy is supposed to concentrate at the central frequency of the signal (f_c).

$$\sum_{j=1}^{N} a_{ij}\, \alpha_{0_j} = \frac{1}{f_c} \ln\left(\frac{A_{w_i}}{A_{r_i}}\right) \qquad (7)$$

Medidas Experimentales

	Agua	Gelatina	Grafito	Formaldehído	Alcohol	Velocidad teórica
Fondo	800 ml	63 gr	78.4 gr	2.4 ml	64.16 ml	**1.540 m/s**
Quiste	400 ml	61 gr	58.8 gr	1.2 ml	16 ml	**1.510 m/s**
Agua						**1.480 m/s**



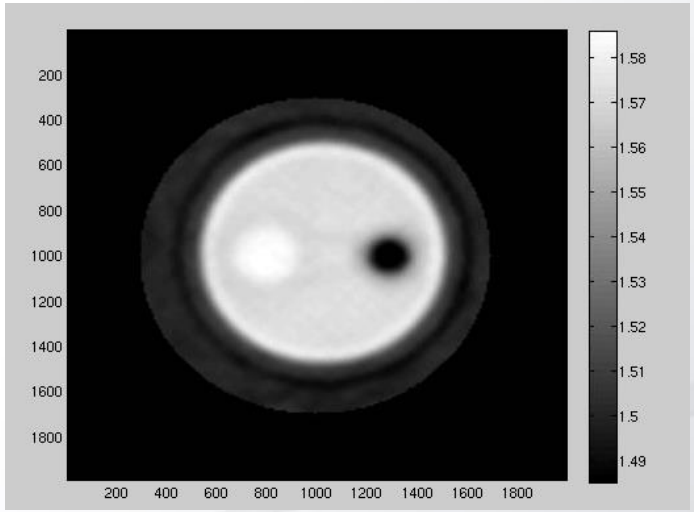
Quiste: 50% + grafito y 50% - alcohol que el fondo,

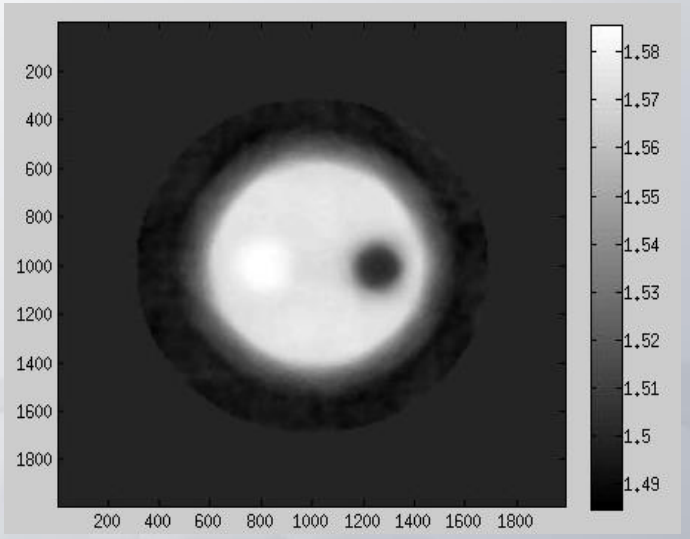
Medidas Experimentales

Reco FBP (3 seg)

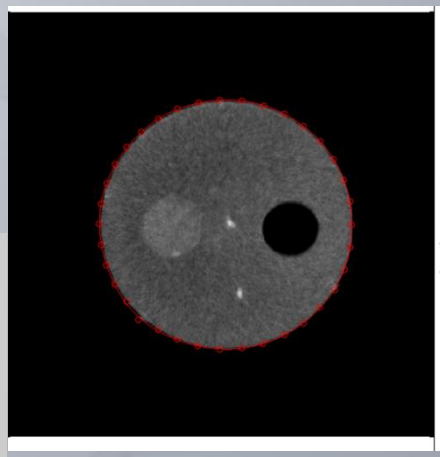
Reco BR (6 mins)

V

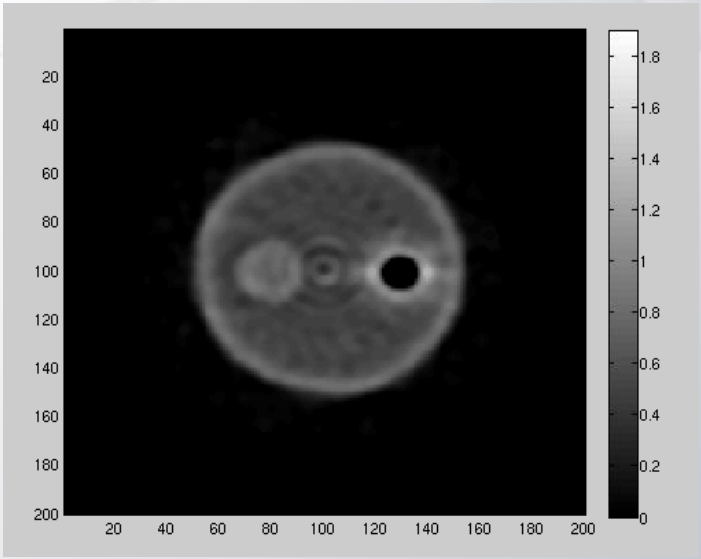


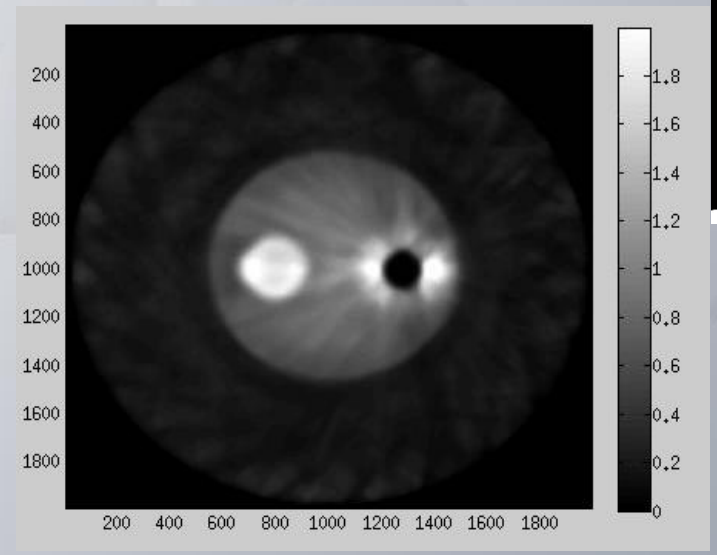


CSIC -Reflectividad



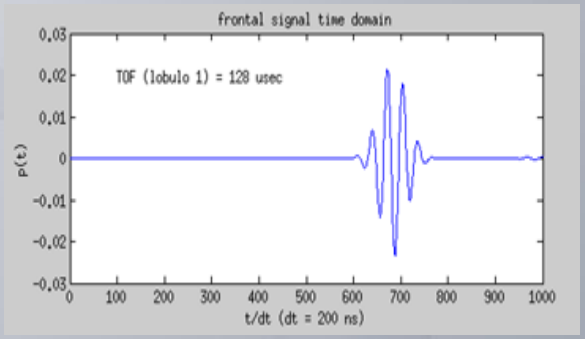
A





Algoritmos de onda completa (FW)

- Comparan **toda** la onda detectada con toda la onda propagada.
- La informacion de Tiempo de Vuelo es solo una pequeña parte de la información que contiene las señales.

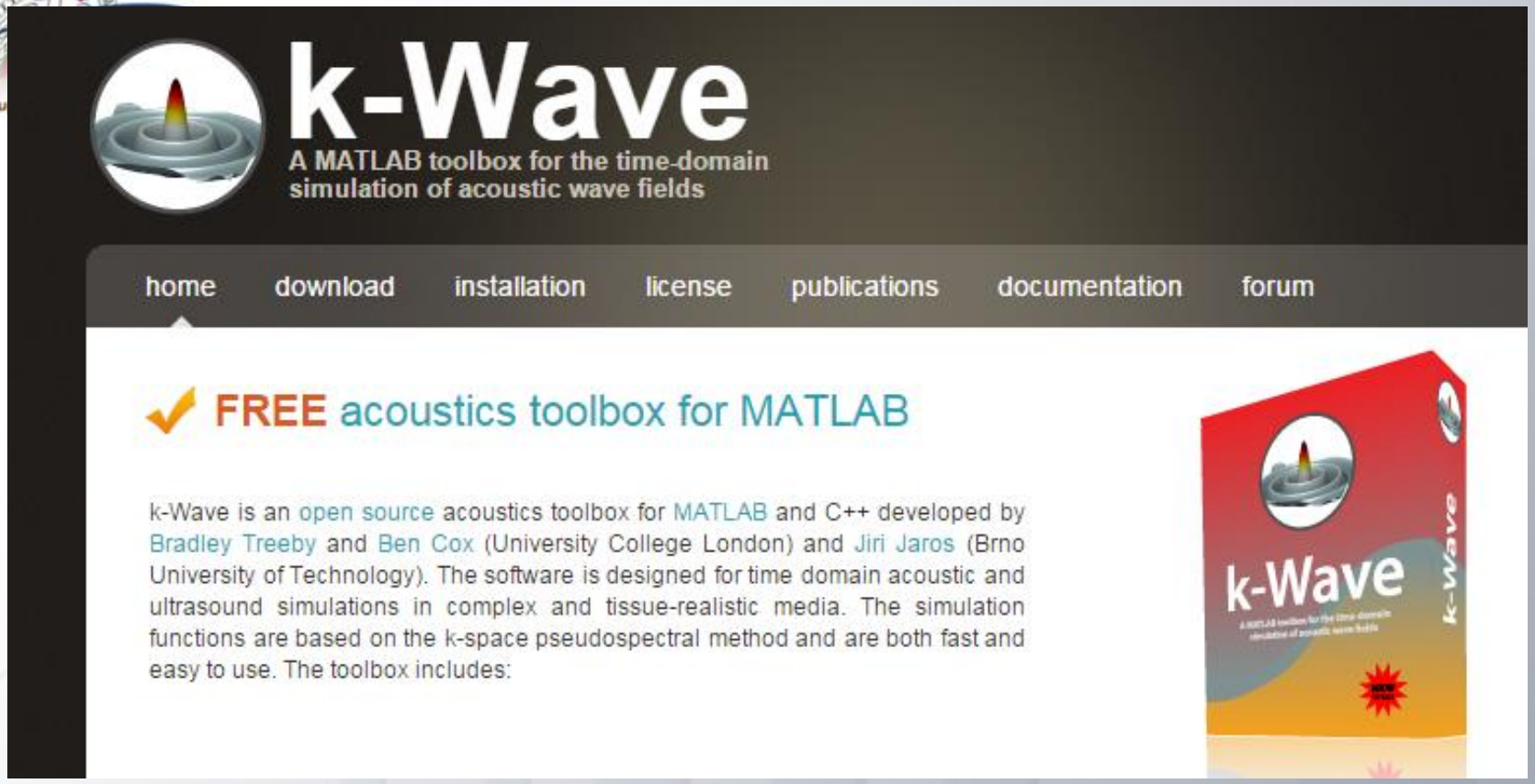


Ventajas del los algoritmos FW frente a rayos

- Siempre tendrán mejor resolución
- Usa menos aproximaciones que rayos

Desventajas del los algoritmos FW

- Lentos
- Hasta la fecha la atenuación se trataba en dominio de frecuencias y la velocidad en el dominio temporal → Complicado y con errores a altas frecuencias



Programa k-Wave fue adaptado para realizar la reconstrucción en GPU:

- Propagar el campo de presión (emisor → receptor)
- Calcular el campo adjunto
- Propagar el campo adjunto (receptor → emisor)
- Evaluar el termino de actualización de la velocidad o atenuación
- Actualizar la imagen

Error a Minimizar:

$$\varepsilon = \frac{1}{2}\sum_{m=1}^{M}\left|p(r_m) - p^{obs}(r_m)\right|^2$$

- $$\left(\frac{\partial\varepsilon}{\partial c}\right)^{it} = \frac{-2}{c^3}\frac{\partial^2 p}{\partial t^2}p^*$$
- $$\left(\frac{\partial\varepsilon}{\partial \alpha_0}\right)^{it} = 2\sqrt{c}\int_0^T\left[(-\nabla^2)^{\frac{3}{4}}\frac{\partial p}{\partial t} - c\,(-\nabla^2)^{\frac{5}{4}}p\right]p^*dt$$

Algoritmo de Gradiente:

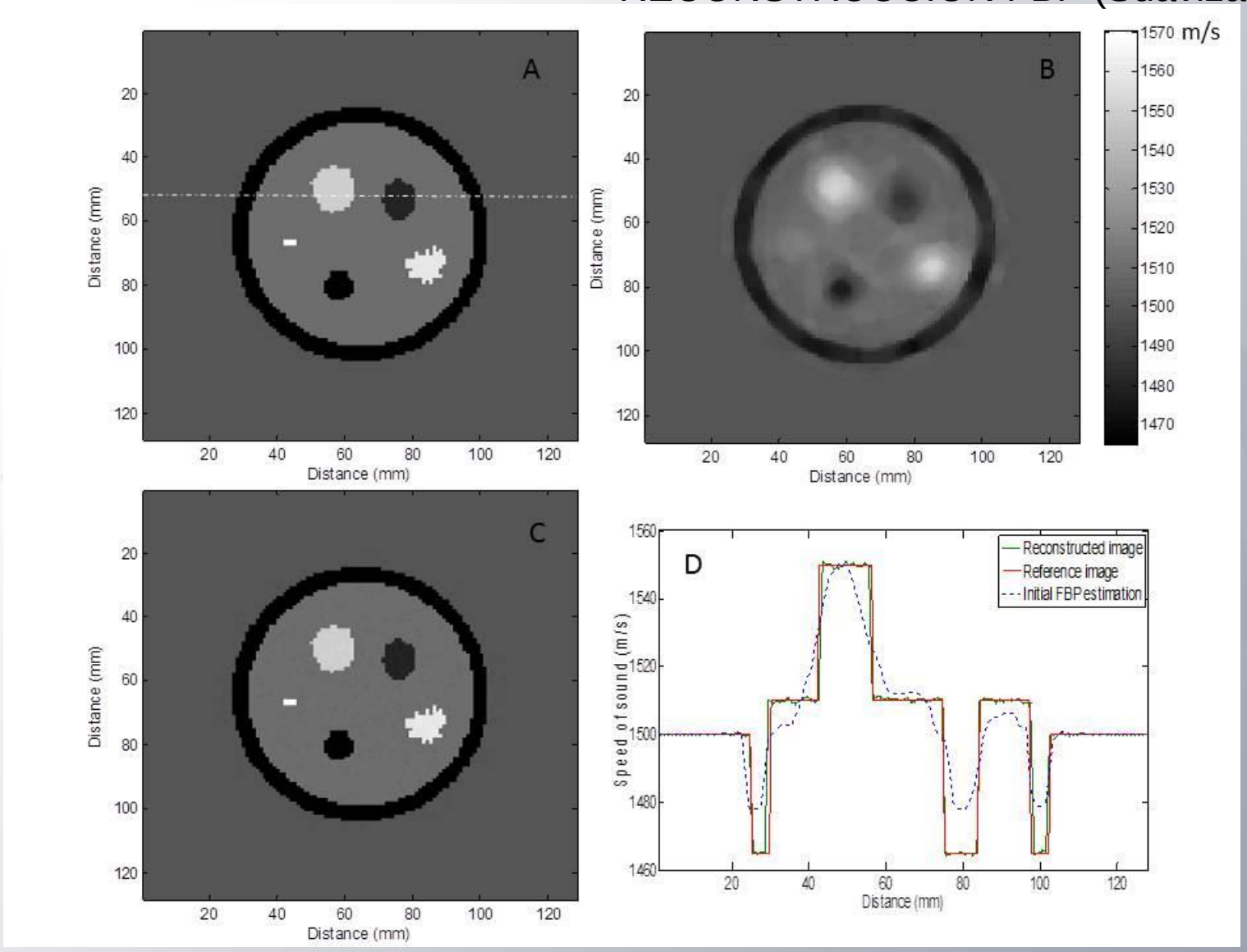
$$c^{it+1}(r) = c^{it}(r) + \lambda_c{}^{it}\left.\frac{\partial\varepsilon}{\partial c}\right|_{\alpha_0}^{it}$$

$$\alpha_0{}^{it+1}(r) = \alpha_0{}^{it}(r) + \lambda_{\alpha_0}{}^{it}\left.\frac{\partial\varepsilon}{\partial \alpha_0}\right|_{c}^{it}$$

Resultados Velocidad

PHANTOM SIMULADO

RECONSTRUCCIÓN FBP (Suavizada)

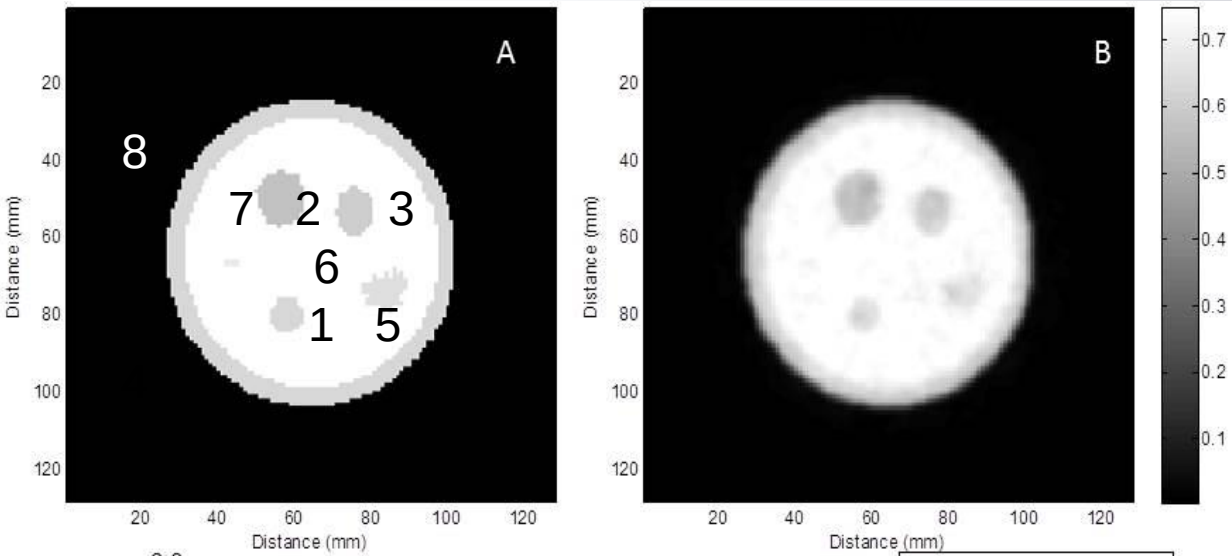


RECONSTRUCCIÓN FULL-WAVE

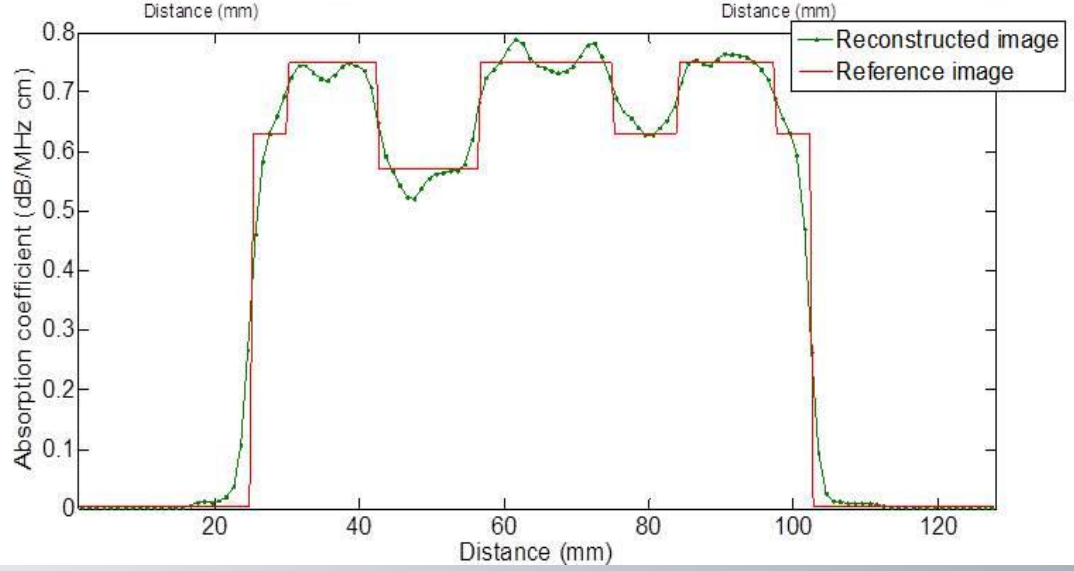
Resultados Absorción

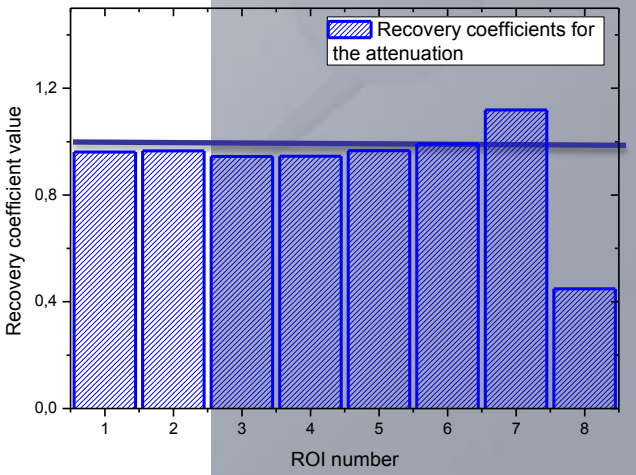
PHANTOM SIMULADO

RECONSTRUCCIÓN



Lesion number	Mean value (dB/MHz cm)	Expected value (dB/MHz cm)	Bias (%)
1	0.624	0.60	4.00
2	0.673	0.65	3.54
3	0.667	0.63	5.87
4	0.719	0.68	5.74
5	0.590	0.57	3.51
6	0.756	0.75	0.80
7	0.565	0.63	10.32
8	0.005	0.0022	127.27





Conclusiones

- ✓ Hemos desarrollado un conjunto de códigos de reconstrucción para USCT
  - Rayos rectos
  - Rayos curvos (refracción)
  - Onda completa
  - Aporte para la reconstrucción de atenuación
  - Menores tiempos de calculo al usar k-Wave-CUDA
- ✓ Las imágenes que estos algoritmo permiten obtener presentan buena calidad y son obtenidas en tiempos razonables
- ✓ Somos capaces de reconstruir datos reales con varios de nuestros algoritmos
- ✓ Estamos trabajando para la reconstrucción de datos experiementales con FW.
- ✓ Los resultados obtenidos son alentadores lo que facilitará el uso de esta técnica en el futuro y ampliará sus posibilidades de de aplicación.

Agradecimientos

- Comunidad de Madrid (S2013/MIT-3024 TOPUS-CM)
- Ministerio de Ciencia e Innovación (Spanish Government)
  - ENTEPRASE
  - PRECISION
  - XIORT (IPT-2012-0401-300000)
  - Particle Physics National Program (FPA2010-17142)
- CPAN, Centro de Física de Partículas, Astropartículas y Nuclear (CSD-2007-00042@Ingenio2010)
- Moncloa Campus of International Excellence.

Referencias:

[1] Mast, T D 2000. Acoust. Res. Lett. Online. 1, 37-42.

[2] Roy O et al 2010. SPIE Med Im Int Soc. Opt. Phot.

[3] Norton SJ 1999. J. Acoust. Soc. A. 106, 2653-2660.

[4] X Pan 1998. J. Opt. Soc. Am. A Opt. Im. Sci.15, 2312–2326

[5] Li S et al 2010. Med Phys. 37, 2233-2246.

[6] Shepp L et al. 1982 Medical Imaging IEEE Transactions 1(2), 113

[7] Q Zhu et al 1994 J. Acoust. Soc. Am. 96, 1–9

[9] Tstsiklis 1995 IEEE Trans Autom. Control 40(9), 1528

[9] Azhari, H 2010 Basics of Biom. Ultras. for Eng. John Wiley & Sons

[10] Treeby B et al 2010. J. Biomed. Opt. 15, 021314-021314.

[11] k-wave web site: http://www.k-wave.org/

[12] Pérez-Liva M et al 2015 Radioth. and Oncol., 2015. 115(S.1):65. 3rd ESTRO Forum.

[13] Medina-Valdes L et al 2015. Phys. Proccedia. 63, 134–140

[14]] Pérez-Liva M et al 2015. 4to Congreso de SEFM, Valencia 2015