



RM PET in Radioterapia Problematiche applicative

Gianni Taccini

Imaging multimodale in radioterapia

E' diventato uno standard per quanto concerne

- Diagnosi e staging
- Treatment planning
- Follow-up e verifica della risposta

Imaging multimodale in radioterapia

Imaging strutturale/morfologico

- CT
- MR

Imaging funzionale/molecolare

- PET
- SPECT
- fMRI

Imaging multimodale in radioterapia

- Metodica ad elevato contenuto interdisciplinare
- Campi di applicazione clinici e pre clinici

Screening, staging e follow-up

Sviluppo di farmaci

Imaging su piccoli animali (μ PET , μ MRI , etc....)

Comprensione su origini , progressione e risposta

Imaging ibrido in radioterapia

Imaging ibrido : caratterizzato dall'integrazione di due modalità in un singolo esame con uno scanner unico (singolo)

- PET/CT
- SPECT/CT
- PET/MR

Obiettivo : ottenere in un'unica immagine la localizzazione spaziale e la quantificazione della funzionalità (es. attività metabolica)



Milano, 21 novembre 2011

**Le macchine ibride:
presente e futuro**



Associazione Italiana di Fisica in Medicina
Gruppo Regionale Lombardo

Tomografia computerizzata

- Strutture anatomiche , target volumes , orientazione e forma dei fasci
- Informazioni sulla densità dei tessuti e sulle disomogeneità ai fini del calcolo della dose
- Fornisce le DDR per il planning e le verifiche
- Rappresenta a tutt'oggi il data set primario per i TPS
- Limitazione nella risoluzione dei tessuti molli

Risonanza Magnetica

- Eccellente contrasto sui tessuti molli
- Ottima differenziazione tra tessuti normali e neoplastici
- Non è limitata a ricostruzioni assiali
- Suscettibile di distorsioni spaziali
- I livelli di grigio non sono correlabili con la densità fisica o elettronica delle strutture

SPECT e PET

- Fornisce informazioni di tipo fisiologico piuttosto che anatomico

Metabolismo delle neoplasie

Differenziazione tra recidive e necrosi

- Scarsa risoluzione

Difficoltà di individuare i limiti di target ed organi a rischio

Difficoltà di individuare i contorni

Hammer BE. Simultaneous Measurement of NMR and Positron Annihilation in a Magnetic Field. 2nd Meeting of Society of Magnetic Resonance. San Francisco CA; August 6-12, 1994; 749.

International Seminar New Types of Detectors
(15-19 May 1995 · Archamps, Haute-Savoie, France)

Physica Medica - Vol. XII, Supplement 1, June 1996

Engineering Considerations for a MR-PET Scanner

B. E. Hammer

University of Minnesota, Department of Radiology, Minneapolis, MN 55455 (USA)

Shao, Y. *et al.* Development of a PET detector system compatible with MRI/NMR systems. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **44**, 1167–1171 (1997).

Slates RB, Farahani K, Shao Y, Marsden PK, Taylor J, Summers PE, *et al.* A study of artefacts in simultaneous PET and MR imaging using a prototype MR compatible PET scanner. *Phys Med Biol.* 1999;44:2015–27.

Per ottenere un'immagine sintetica che combini elevato contrasto dei tessuti molli con informazioni molecolari

Problemi

MR vs PET

- Influenza sulla resa in luce dei materiali scintillatori
- Influenza sui fotomoltiplicatori
- Interferenza sull'elettronica

PET vs MR

- Disomogeneità sul campo magnetico (artefatti)
- Interferenza su RF e gradienti

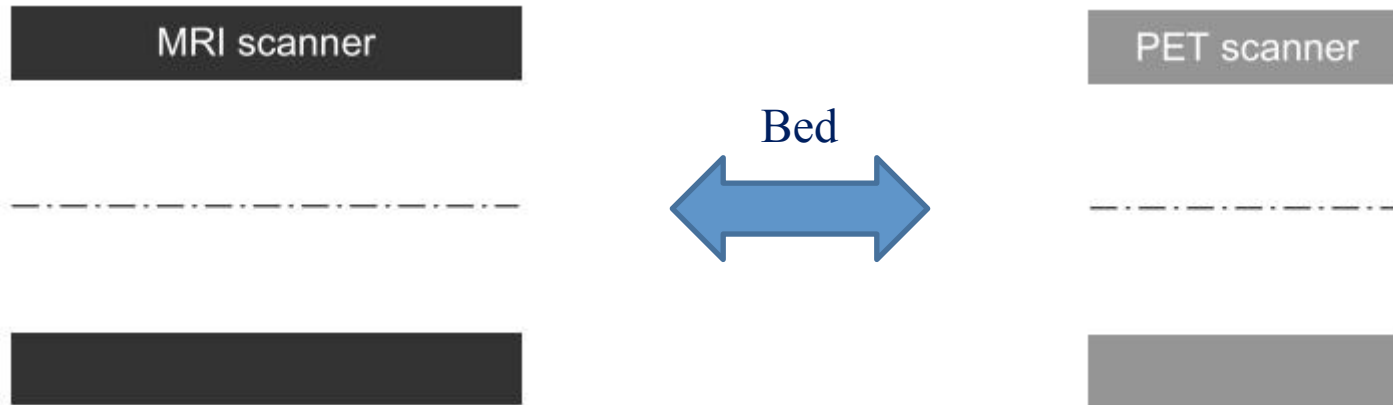
Eur J Nucl Med Mol Imaging (2011) 38:992–995
DOI 10.1007/s00259-011-1790-4

EDITORIAL

Whole-body hybrid PET/MRI: ready for clinical use?

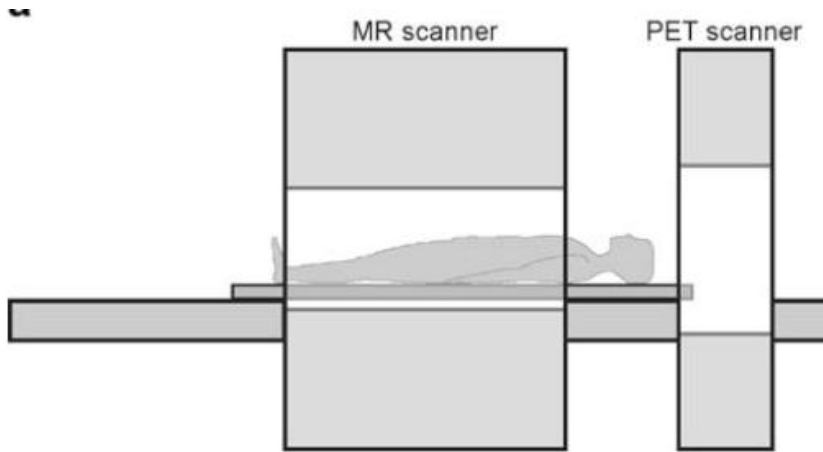
Osman Ratib • Thomas Beyer

Today three concepts for human PET/MR systems are vividly and often controversially discussed: separate PET, or PET/CT and MR gantries operated in different rooms (A), PET and MR gantries arranged in the direction of the main scanner axis with a patient handling system mounted in between (B), and a fully integrated PET/MR system with simultaneous acquisition (C).



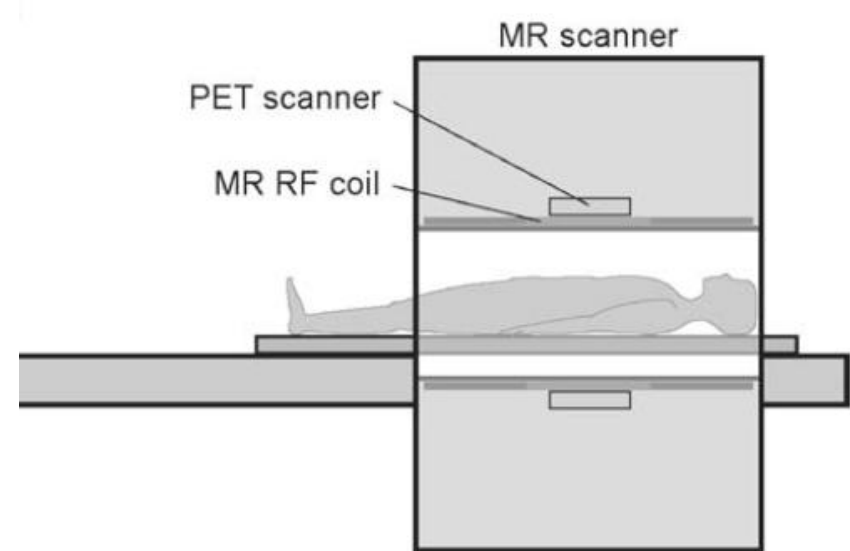
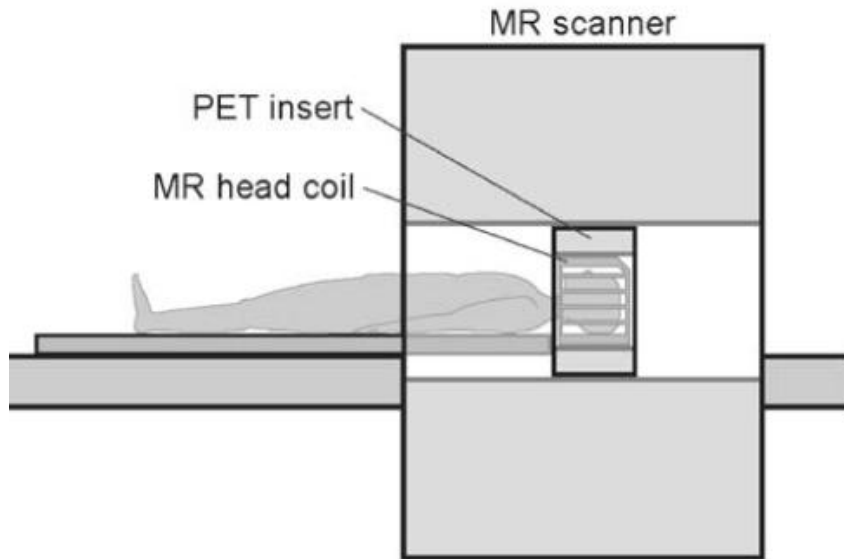
Due modalità separate in stanze adiacenti
Il paziente viene spostato senza scendere dal lettino

GE Helthcare



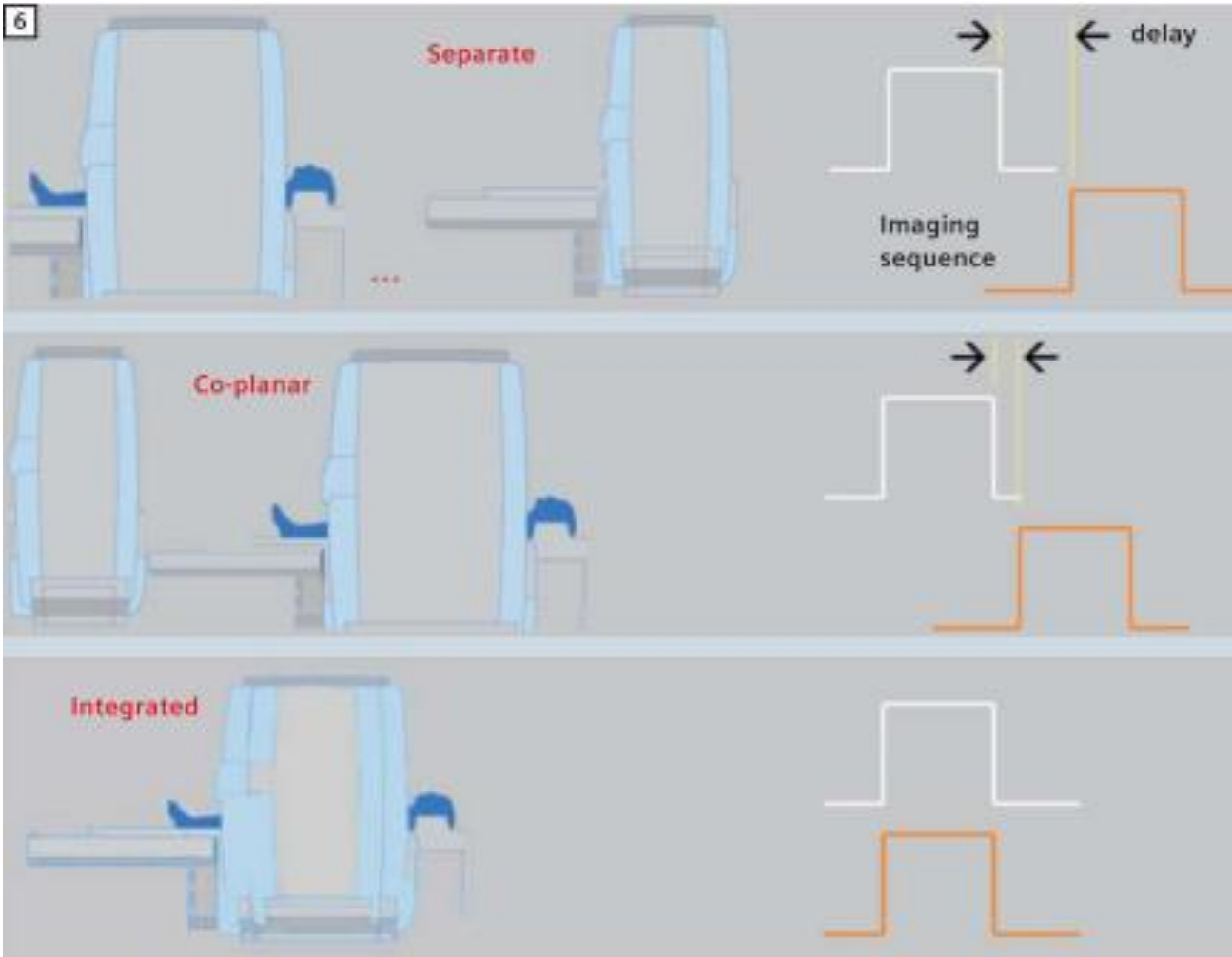
Sistema coplanare con lettino rotante di 180°

Philips Healthcare

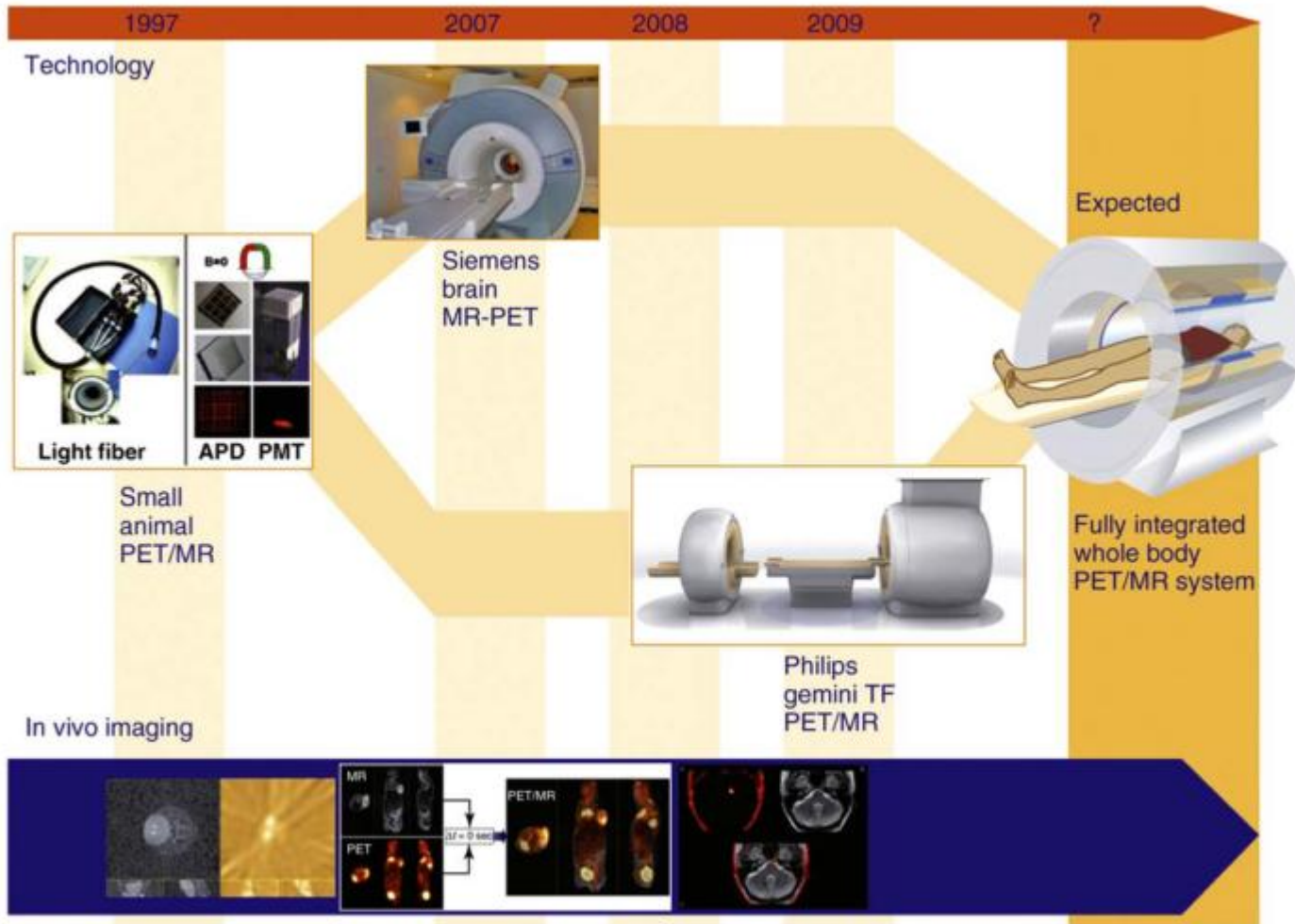


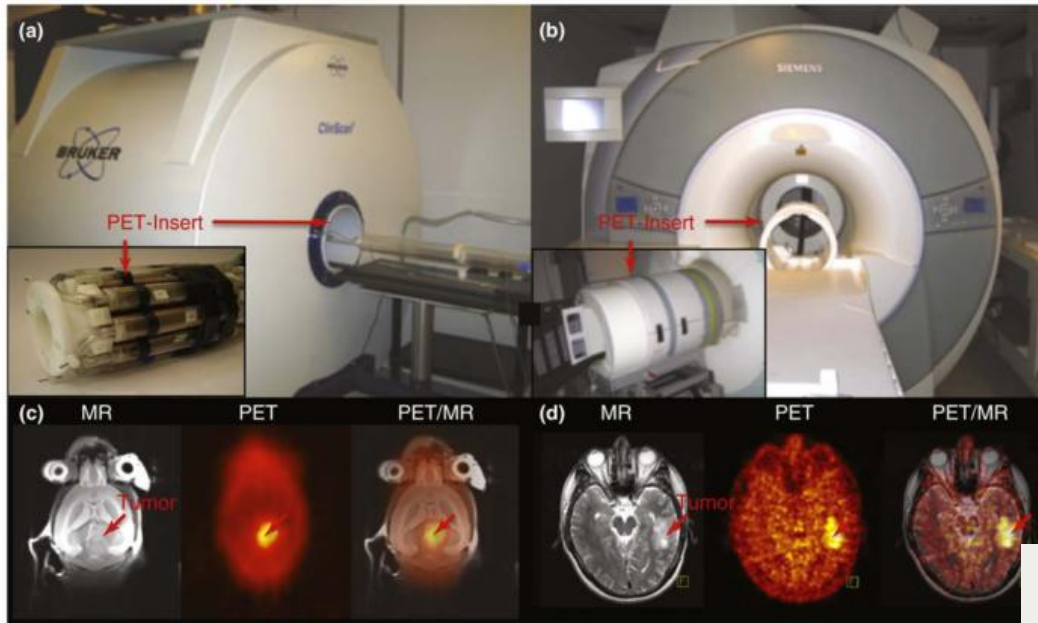
Prototipo «brain» con inserto PET gantry 35 cm (2006)
Sistema whole body gantry 60 cm

Siemens Healthcare



6 Different designs for combined MR/PET systems. Separate operations in different rooms is suggested as a low-budget approach to combined MR/PET; however, several practical challenges exist. An alternative approach to combine MR and PET information is to use a PET and an MR in tandem with a joined table platform. A third, and most challenging approach, is pursued by Siemens Healthcare and tested as a prototype at our institution with a PET insert that is slim fit into a whole-body 3T MR offering simultaneous MR/PET acquisitions.

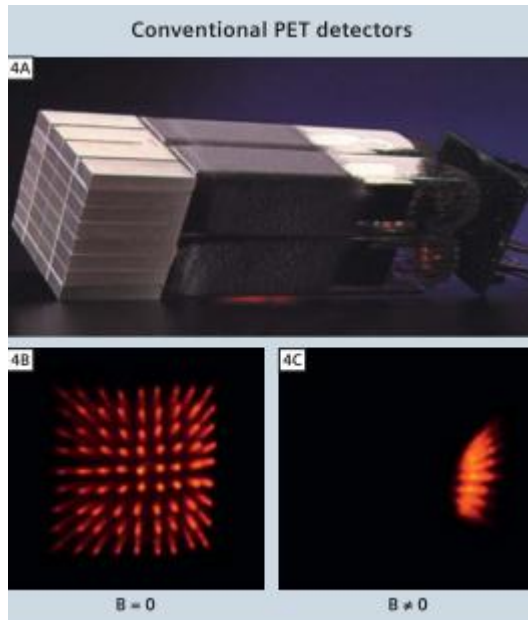




TRENDS in Molecular Med



Detettori



Campo magnetico statico , gradienti e segnali in RF condizionano la resa luminosa dei materiali scintillatori , influenzano i fotomoltiplicatori ed inducono interferenza nell'elettronica a valle dei detettori

Detettori

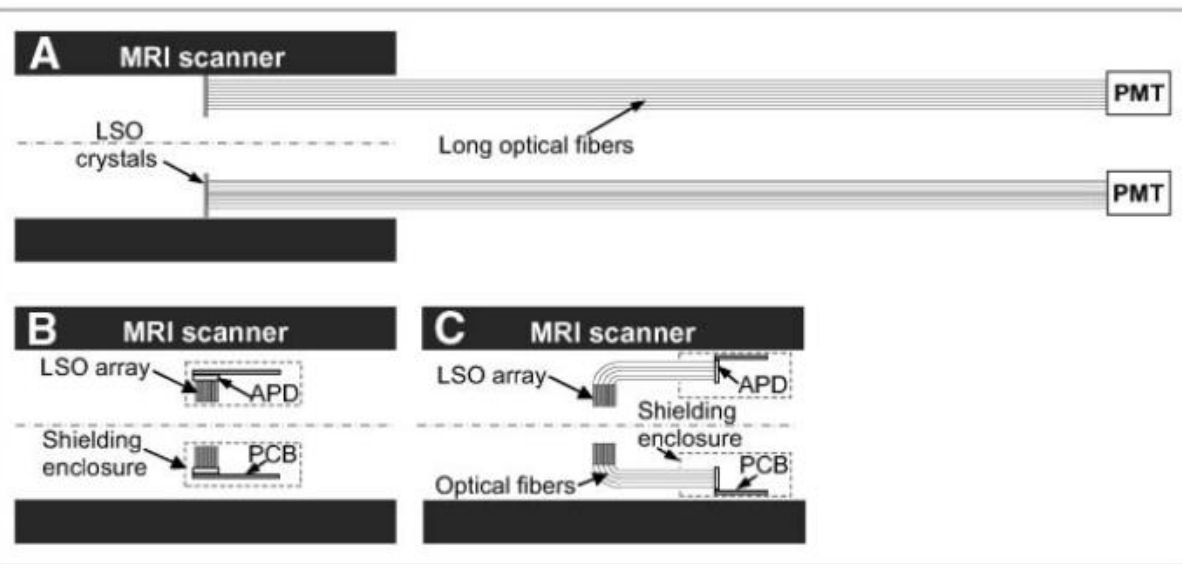
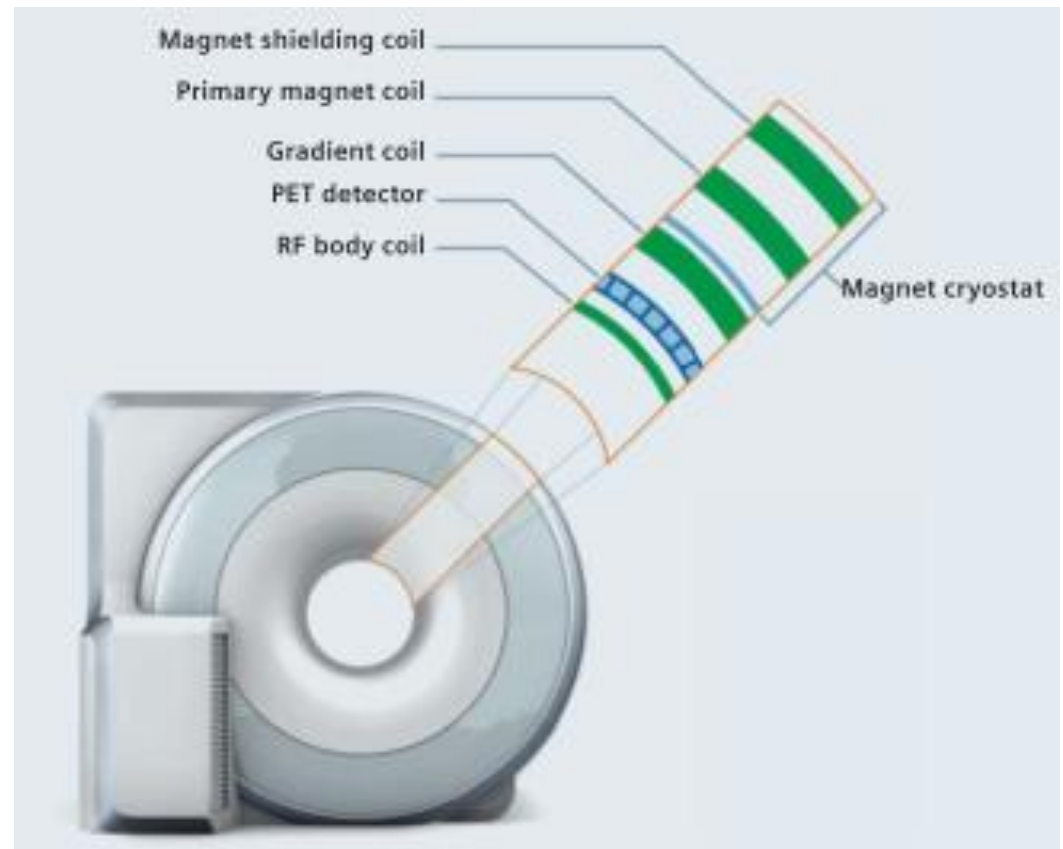
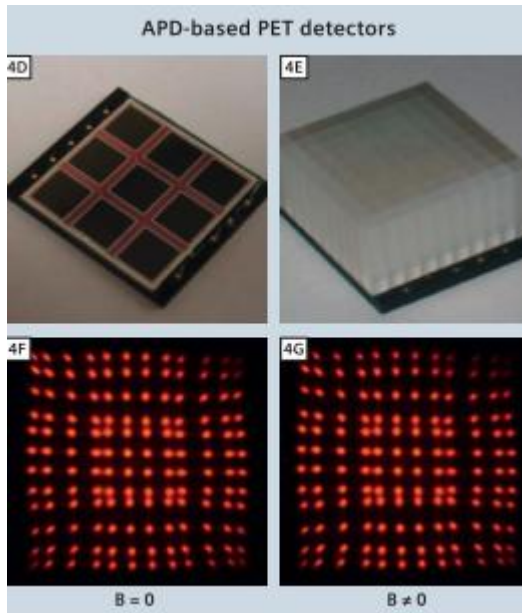


FIGURE 1. Different approaches to combined PET/MRI. (A) Long optical fibers used to couple scintillators to PMTs residing outside the magnet. (B) Avalanche photodiodes (APDs) coupled directly to scintillator elements. (C) Scintillators coupled through short optical fibers to APDs. In all cases, lutetium oxyorthosilicate (LSO) detectors are centered axially in the MRI field of view.

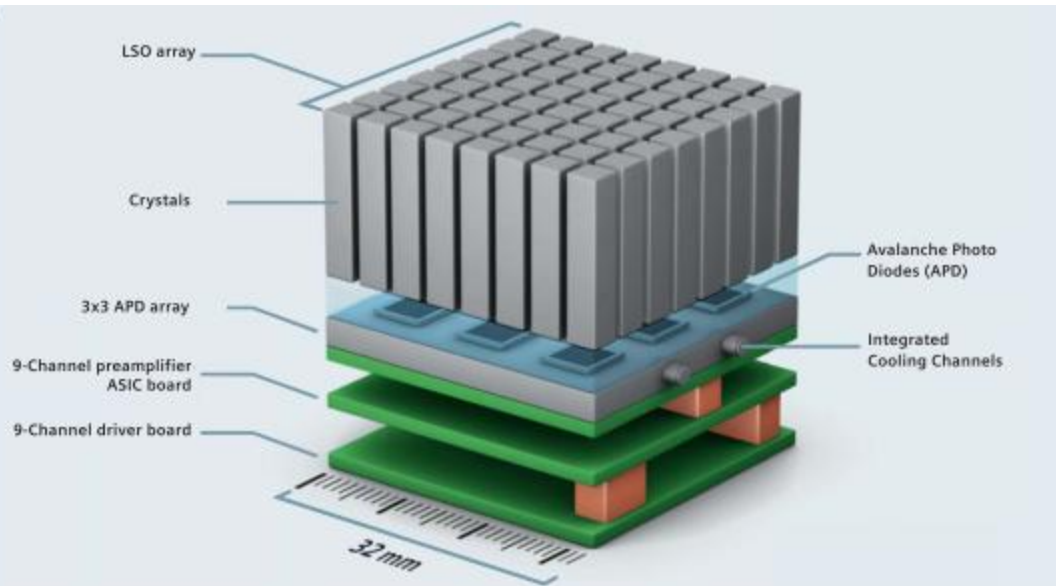
A SCANNER FOR SIMULTANEOUS PET/MRI • Catana et al. 1969

1968 THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE • Vol. 47 • No. 12 • December 2006

Detettori



Detettori



Minime interferenze
reciproche tra imaging
PET ed RM

1 Pet detector assembly for mMR. 64 Lutetium Oxyorthosilicate (LSO) crystals form one block that transforms 511 keV gamma quanta into light flashes. Light events in the LSO crystals are detected by a 3x3 array of avalanche photo diodes (APD). 9-channel preamplifiers and driver boards as well as integrated water cooling completes each detector block. This detector assembly is characterized by its small size, can be designed free of magnetic components, and performs in strong magnetic fields. 56 such blocks form one detector ring, 8 rings form the PET detector assembly in the Biograph mMR that spans a longitudinal field-of-view (FOV) of 25.8 cm.

Bobine

Tellmann *et al.*: Coil influence on PET/MR quantification

Med. Phys. 38 (5), May 2011

MacDonald *et al.*: Effects of MR surface coils on PET quantification

Med. Phys. 38 (6), June 2011

Perché tanta attenzione sulle bobine?

Bobine

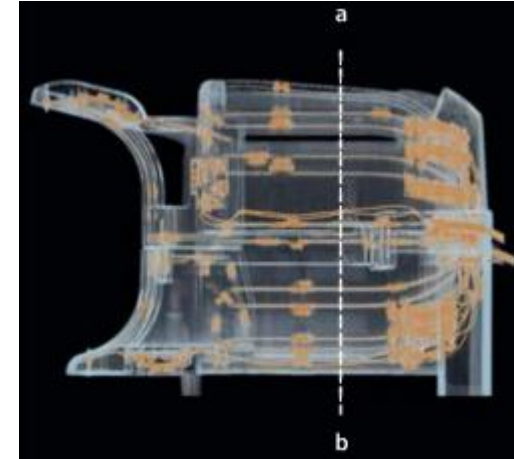
L'imaging RM impone l'uso di bobine a RF dedicate che in questo caso sono posizionate tra paziente e detettori PET

Quindi contribuiscono all'attenuazione complessiva del segnale emissivo e ovviamente non compaiono nell'immagine

Inoltre assumendo che l'esame PET/RM sia piuttosto lungo si possono avere effetti sull'attenuazione delle bobine anche a causa di movimenti involontari del paziente

Bobine

Nel caso di bobine rigide si può effettuare una valutazione quantitativa dell'attenuazione eseguendo una scansione TC e derivando una mappa di correzione PET che l'apparecchiatura applica riconoscendo il tipo di bobina inserito.



Nel caso di bobine flessibili non resta che affidarsi alla maggior radiotrasparenza ottenibile contestualmente ad un elevato SNR

Correzione per l'attenuazione

Segmentazione

Viene effettuata sull'immagine RM una segmentazione in 5 classi (aria, polmone, tessuto grasso , grasso ed acqua)

A ciascuna di queste classi viene assegnato un valore CT medio ottenuto da un analogo processo su immagini CT per ottenere una immagine pseudo CT

Correzione per l'attenuazione

Atlante e pattern recognition

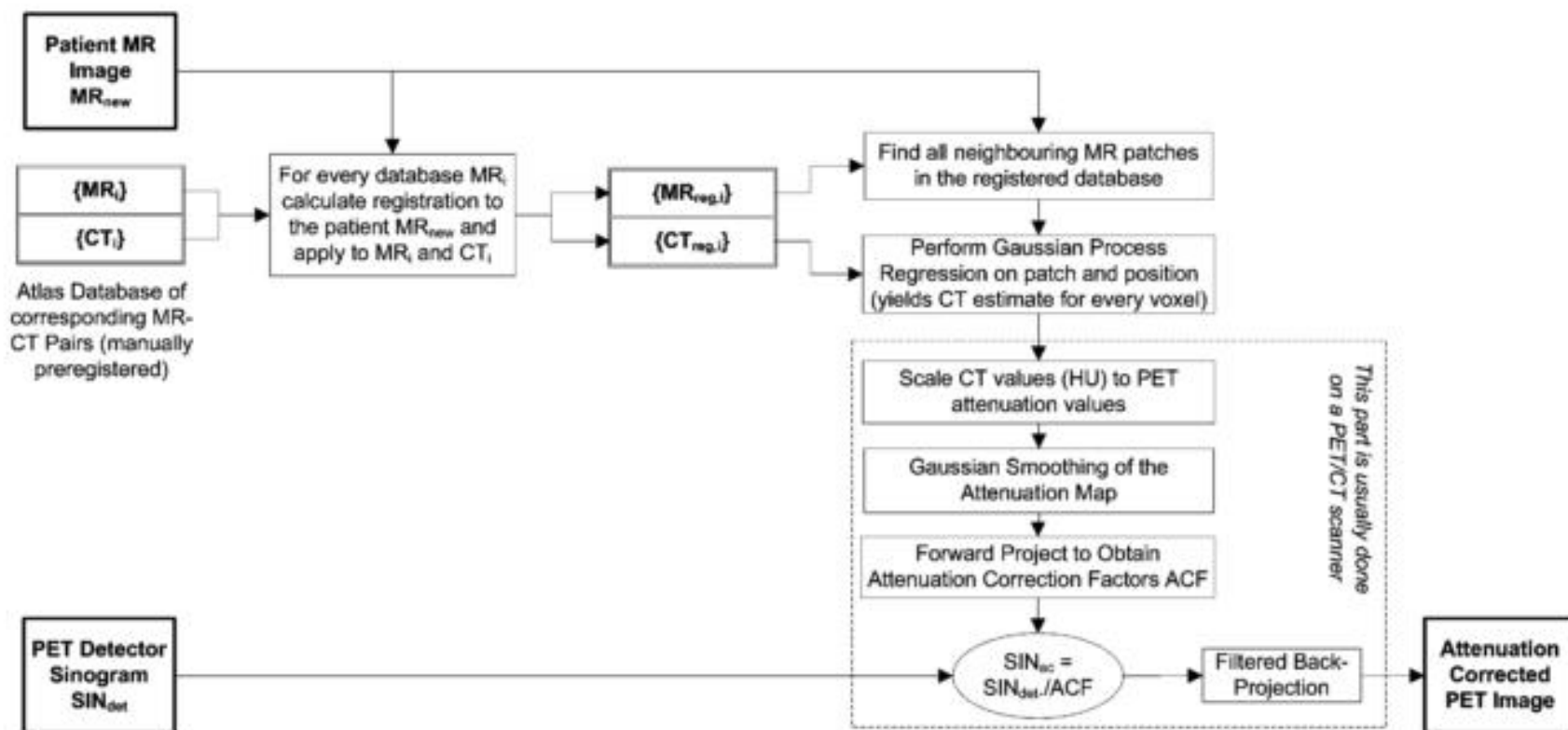
Atlante di immagini RM e CT precaricato

Per ogni paziente si fa una registrazione non-rigida sulle immagini RM e si applica alle immagini CT dell'atlante derivandone la mappa di densità elettronica

Applicando la tecnica di pattern recognition si riesce ad ottenere una previsione del valore CT da attribuire ad un voxel.

Quale che sia l'algoritmo impiegato attenzione al SUV

Correzione per l'attenuazione



TOF (Time of Flight)

Consente di determinare la probabilità di posizione dell'evento di annichilazione

Migliora (poco) la risoluzione spaziale ed in maniera più significativa il rapporto segnale rumore (NEC).

E' legata alla risoluzione temporale del sistema detettori - elettronica



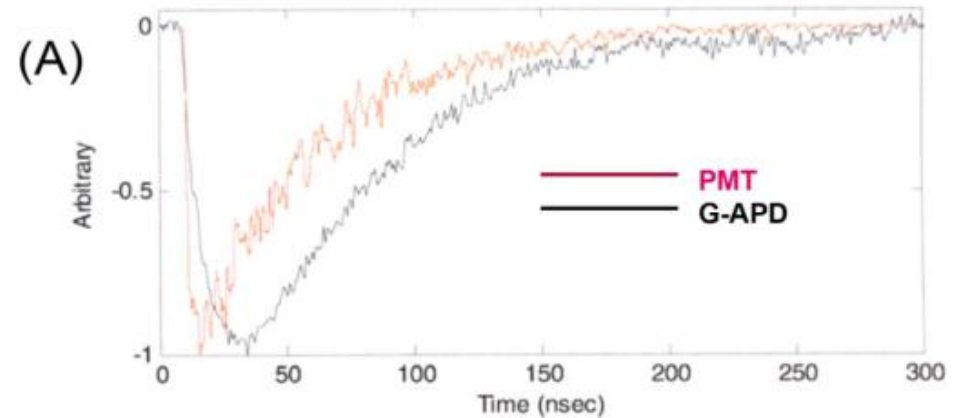
Time resolution, spatial uncertainty and estimated TOF NEC gain for a 40 cm diameter uniform cylinder.

Time resolution (ns)	Δx (cm)	TOF NEC gain
0.1	1.5	26.7
0.3	4.5	8.9
0.5	7.5	5.5
1.2	18.0	2.2

TOF (Time of Flight)

APD hanno scarso tempo di risoluzione.

Buone prospettive
dall'impiego di Geiger-mode
APD



Controlli di qualità

Set di controlli di qualità separati per :

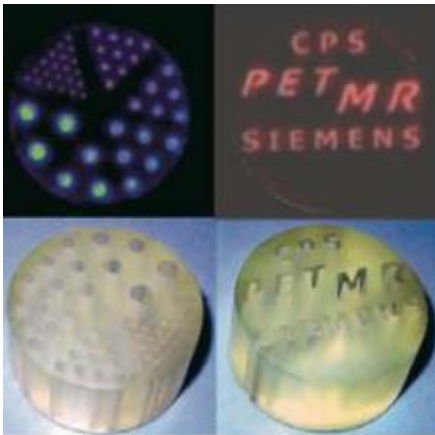
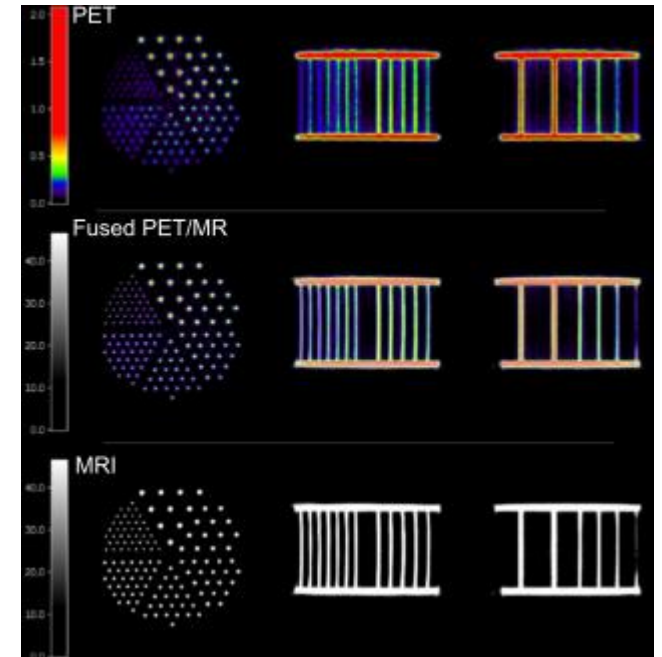
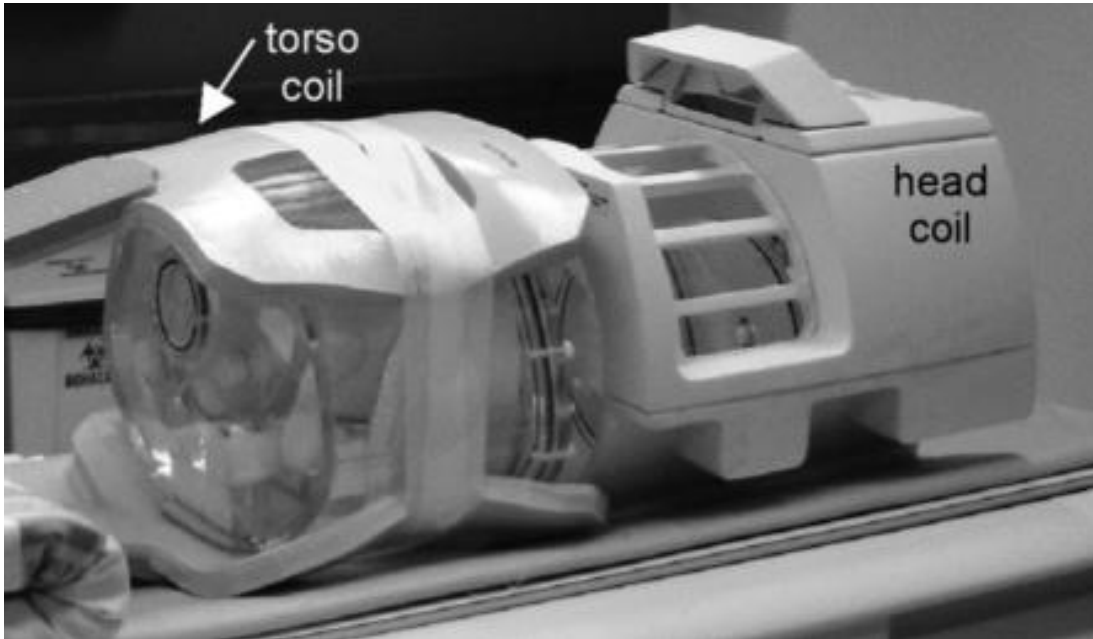
PET linearità , finestra energetica , risoluzione spaziale , etc..

RM uniformità dell'immagine , spessore di strato ,SNR , etc..

Necessità di strumenti per effettuare controlli sugli intereffetti nel caso di acquisizione contestuale

Necessità di garantire i controlli sulla TC di centraggio e sulla qualità dell'immagine registration

Controlli di qualità



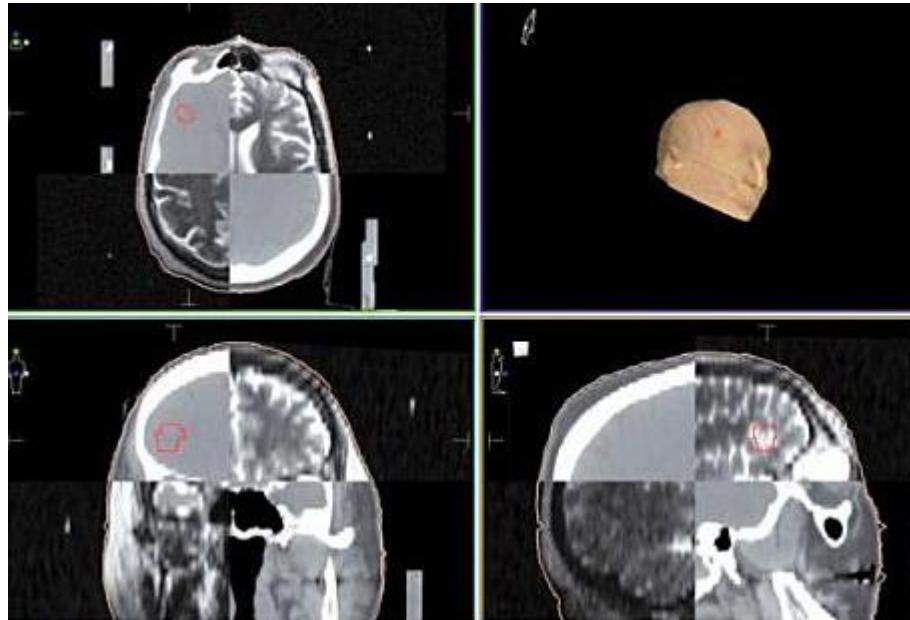
Treatment Planning

La CT rimane la base per la pianificazione dei trattamenti radioterapici in quanto priva di grossolane distorsioni geometriche ed in grado di correlare le HU con le densità elettroniche dei tessuti e quindi tenere conto delle disomogeneità.

Non c'è alcuna relazione tra i valori di intensità delle immagini RM e la densità elettronica

Treatment Planning

D'altro canto sono note le limitazioni iconografiche dell'immagine CT su alcuni distretti che sempre più spesso rende necessario l'uso di coregistrazioni con altre modalità



MIM 5.2.2

Patients Sessions Capture Settings Help

Help Exit

Display

Contours

Dose

Neuro

Cardiac

357.2°, 9.4°, -4.4°

21.69 mm

4.4 mm P: 72

-51 mm

CT/PT Fusion #4

RT-FUS
060830-1708=A4
M (Male)
46y
66 kg
Normal (RGB Addition)

CT #2 Primary
[PTCT] CT IMAGES POST
8/30/06 10:22 AM
73 HU

PT #3 Secondary
[PTCT] TRANS AC
8/30/06 10:24 AM
9.49 SUVbw

-11.08, -74.81, -162.77 (dcm)
1

MR/PT Fusion #5

RT-FUS
060830-1708=A4
M (Male)
46y
68 kg
Normal (RGB Addition)

MR #1 Primary
AXIAL T1 FACE
8/21/06 2:44 PM
313

PT #3 Secondary
[PTCT] TRANS AC
8/30/06 10:24 AM
9.49 SUVbw

21.69, -51, 4.4 (dcm)
1

Start

MIM 5.2.2

12:08 PM

Treatment Planning

Beavis AW, Gibbs P, Dealey RA, Whitton VJ: **Radiotherapy treatment planning of brain tumours using MRI alone.** *Br J Radiol* 1998, **71**:544-548.

Lee YK, Bollet M, Charles-Edwards G, Flower MA, Leach MO, McNair H, Moore E, Rowbottom C, Webb S: **Radiotherapy treatment planning of prostate cancer using magnetic resonance imaging alone.** *Radiother Oncol* 2003, **66**:203-216.

Prabhakar R, Julka PK, Ganesh T, Munshi A, Joshi RC, Rath GK: **Feasibility of using MRI alone for 3D radiation treatment planning in brain tumors.** *Jpn J Clin Oncol* 2007, **37**:405-411.

doi:10.1186/1748-717X-5-62

Cite this article as: Jonsson *et al.*: Treatment planning using MRI data: an analysis of the dose calculation accuracy for different treatment regions. *Radiation Oncology* 2010 **5**:62.

Treatment Planning

Possibile soluzione del problema consiste nel segmentare le immagini RM in classi di densità alle quali attribuire i valori di densità elettronica stabiliti dall'ICRU 46 e con queste ricostruire una pseudo TC su cui effettuare il calcolo

Table 3 Calculation geometry comparisons

Treatment area	MR _{bulk} /CT		CT _{bulk} /CT		CT _{hom} /CT	
	Mean [range] %	St.d. %	Mean [range] %	St.d. %	Mean [range] %	St.d. %
Prostate	0.2 [-0.8; 0.9]	0.5	0.8 [0.1; 1.1]	0.3	-1.6 [-2.3; -1.6]	0.2
Thorax	0.2 [-0.6; 0.9]	0.4	0.5 [0.0; 1.0]	0.3	1.4 [-0.8; -6.5]	2.1
Head&Neck	-	-	-0.3 [-0.8; 0.1]	0.3	-0.3 [-1.1; 0.6]	0.5
Brain	-	-	0.0 [-0.7; 1.5]	0.6	-1.5 [-2.4; -0.7]	0.5

The table shows comparisons between the different calculation geometries and normal CT geometry in percent. MR_{bulk} designates bulk density assigned MR data. CT_{bulk} designates bulk density assigned CT data. CT_{hom} designates calculations performed without inhomogeneity corrections on CT data.

Treatment Planning

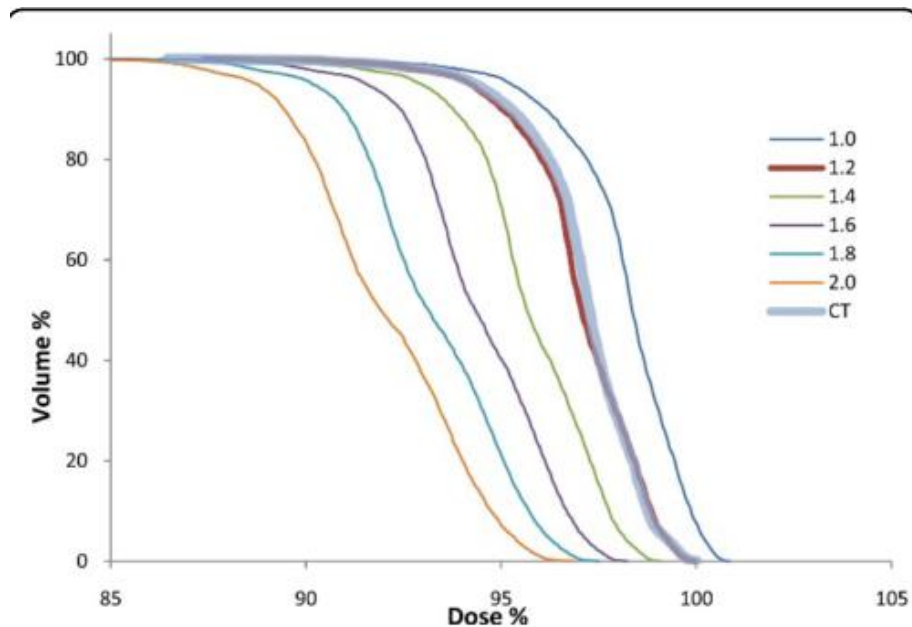


Figure 6 DVH for prostate PTV for several bone bulk densities.

PTV DVH comparison for several bulk density assignments of femoral bone to CT geometry. The treatment setup and MUs given are the same in all cases. The DVHs are normalized to the CT maximum dose.

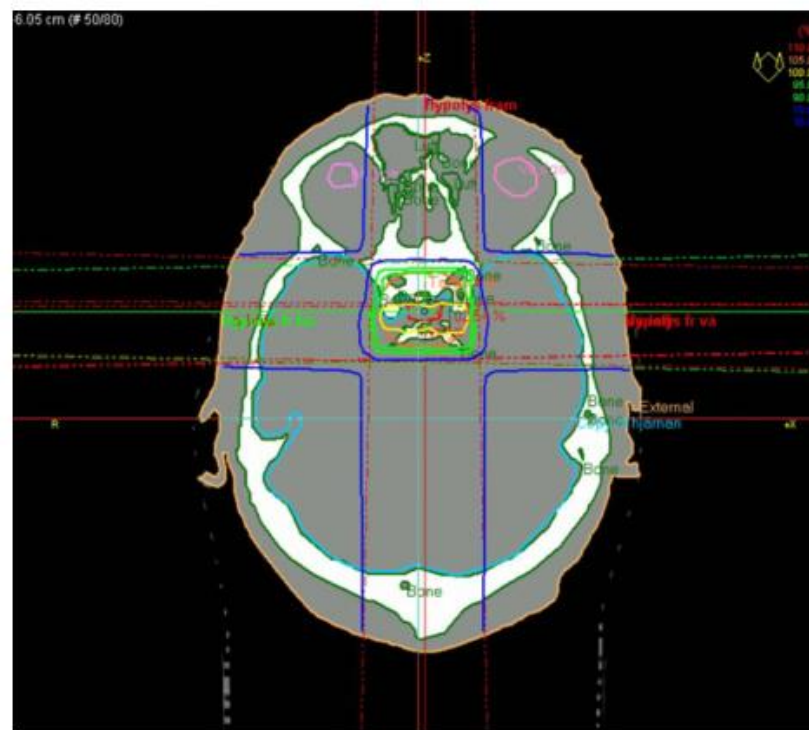


Figure 8 An inhomogeneous PTV. A particularly difficult case where the PTV is very small and inhomogeneous, leading to a larger than normal deviation of bulk density dose calculation compared to CT calculation.

Però attenzione.....

Sicurezza del paziente.

Minore esposizione a radiazioni ionizzanti , particolarmente importante nel caso di esami di follow-up ripetuti con frequenza

Controindicazioni tipiche ad esame RM



Conclusioni?

Tecnologia ancora in fase sperimentale ma che dimostra un elevato grado di affidabilità

Ridotte dimensioni del gantry (60 cm) che limitano l'impiego su sistemi di immobilizzazione

Consente anche l'effettuazione di esami di fMRI che possono indirizzare verso un concreto utilizzo del concetto di «dose painting»

Conclusioni?

Utilizzo clinico in campo radioterapico al momento molto settoriale ma estremamente promettente

Sviluppi tecnologici che consentano TOF , riduzione dei tempi ed utilizzo delle immagini per TPS

Costi????