

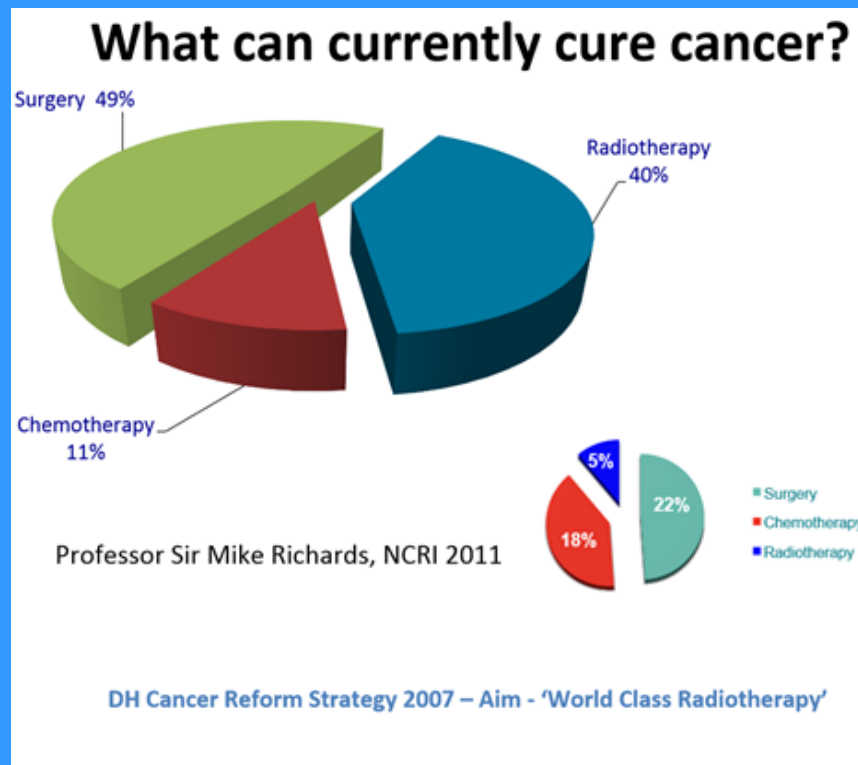
# Η συμβολή της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού στην αποτελεσματικότερη θεραπεία του καρκίνου

Παντελής Καραΐσκος

*Αναπλ. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ*

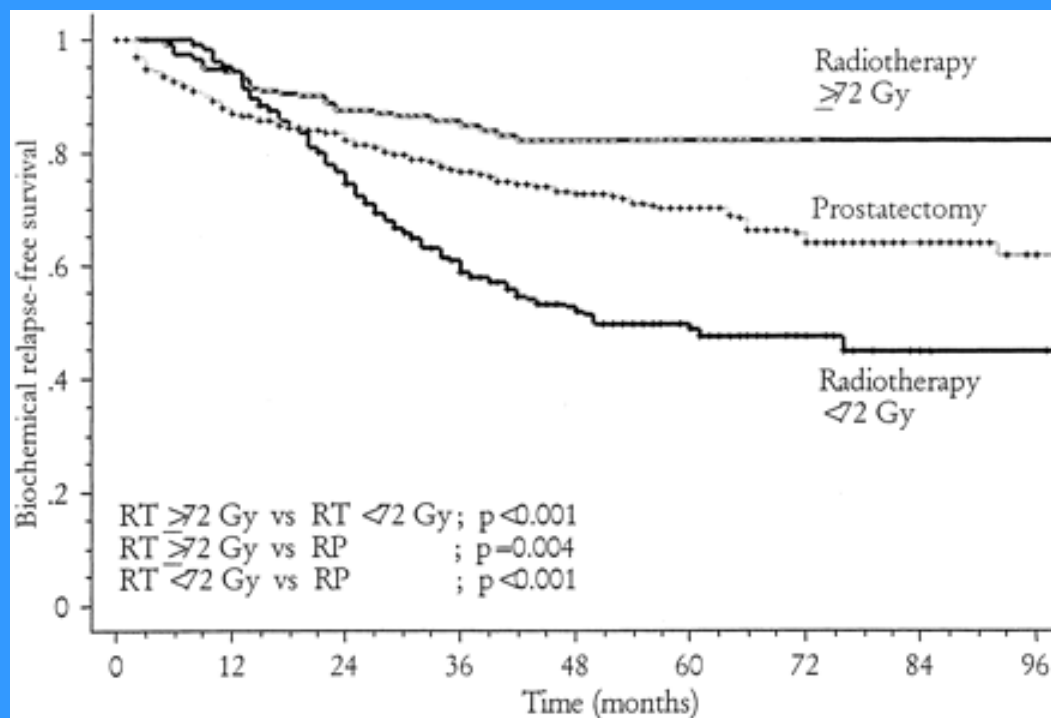
# Συμβολή της Απεικόνισης Μαγνητικού Συντονισμού στην αντιμετώπιση του καρκίνου

- Διάγνωση / Σταδιοποίηση
- **Θεραπεία**
- Ανταπόκριση / Παρακολούθηση



## Σκοπός ακτινοθεραπείας:

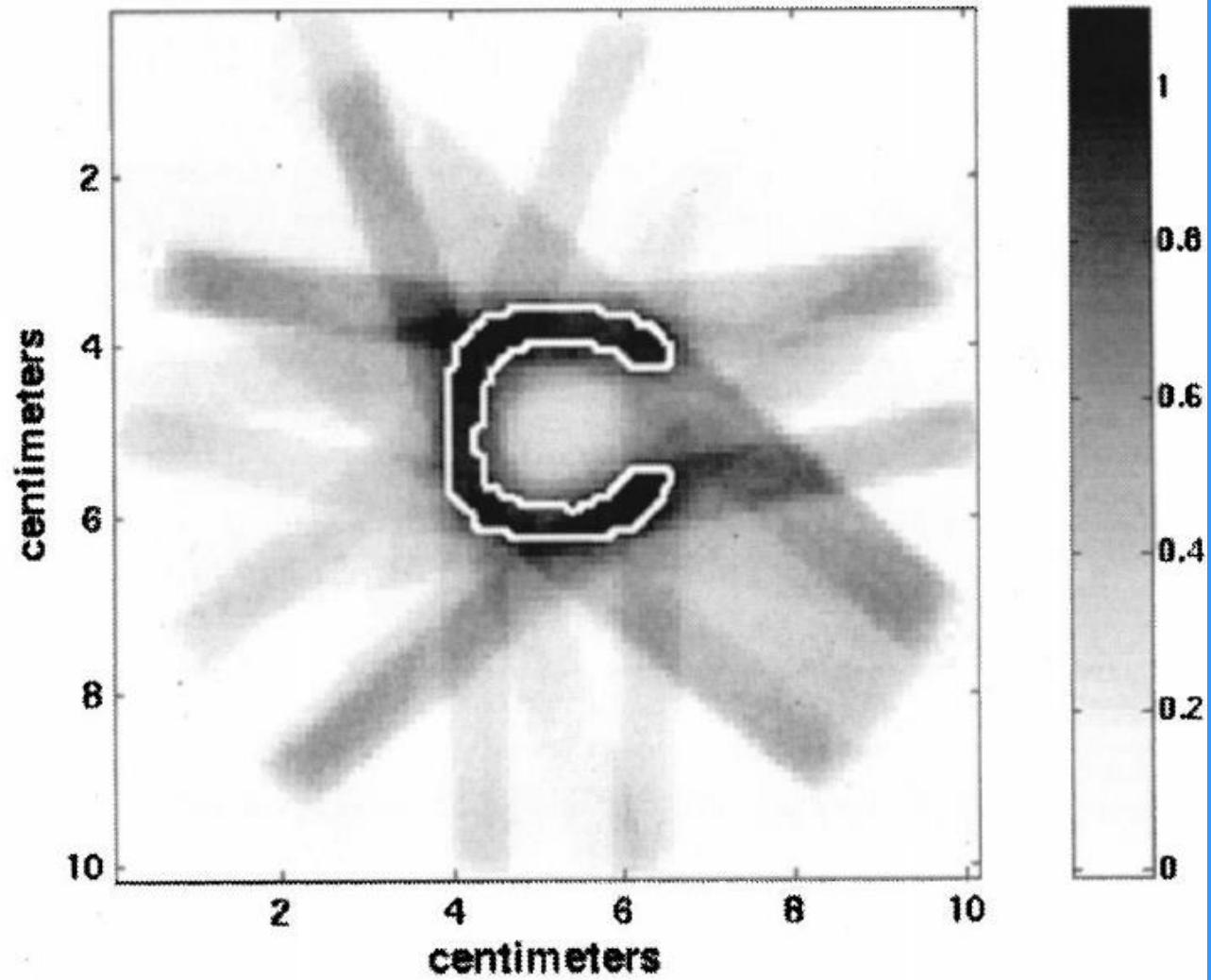
- Ικανή δόση στον όγκο με σκοπό τον τοπικό έλεγχο της νόσου.
- Δόση στους υγιείς ιστούς σε ανεκτά επίπεδα για την αποφυγή παρενεργειών.



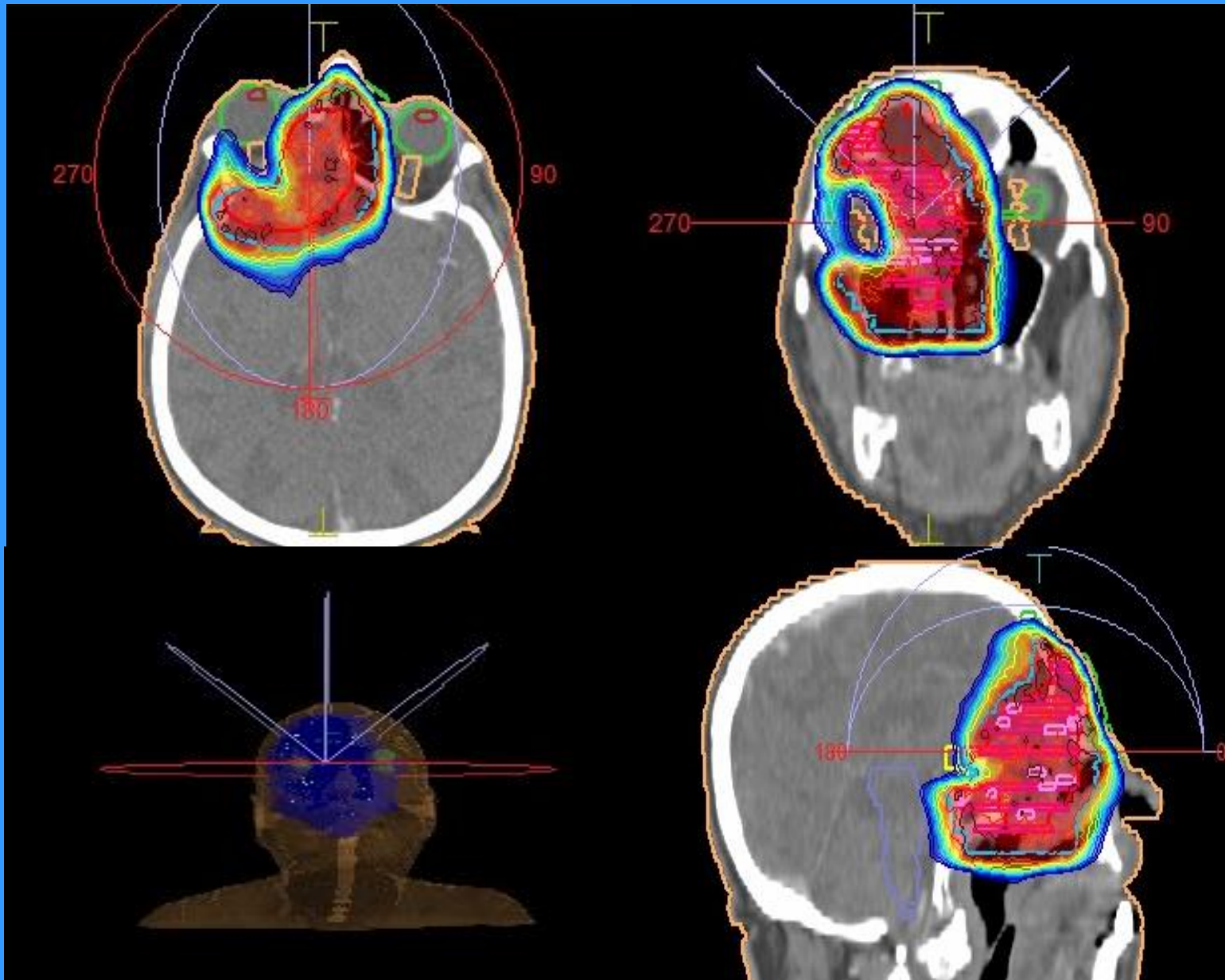
Biochemical relapse-free survival for patients with unfavorable tumors (stage T2B to T2C lesions, or biopsy Gleason scores  $\geq 7$ , or pretreatment prostate-specific antigen levels  $> 10$  ng/mL) by treatment modality: RT to doses less than 72 Gy, RT to doses  $\geq 72$  Gy, and RP.

Kupelian et al, Journal of Clinical Oncology, 20 (16), 3376-3385 (2002)

# IMRT



# VMAT



# Σχεδιασμός ακτινοθεραπείας

## Αξονική τομογραφία

- Ανατομική πληροφορία με χωρική ακρίβεια
- Πληροφορία αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας με ύλη (HU / electron density)
- Επιβεβαίωση ορθής τοποθέτησης (set-up) στο γραμμικό επιταχυντή
- Μειωμένη αντίθεση μαλακών ιστών ειδικά σε περιπτώσεις στις οποίες δομές μαλακών μορίων γειτνιάζουν

## Απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού

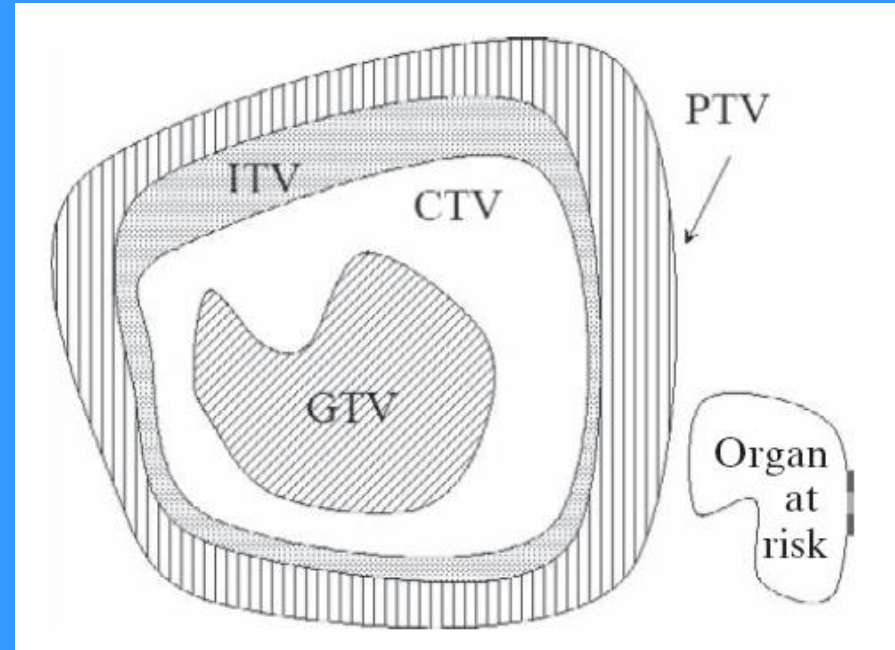
- Υψηλή αντίθεση μαλακών ιστών

Fraass et al “Integration of magnetic resonance imaging into radiation therapy treatment planning: I. Technical considerations” IJROBP 13, 1897–1908 (1987).

# Καθορισμός στόχου και κρίσιμων οργάνων

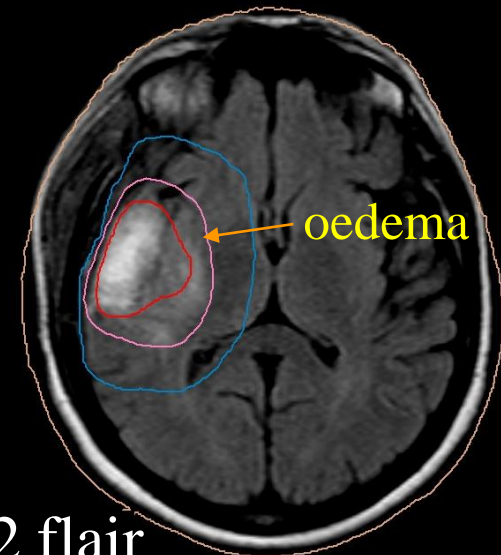
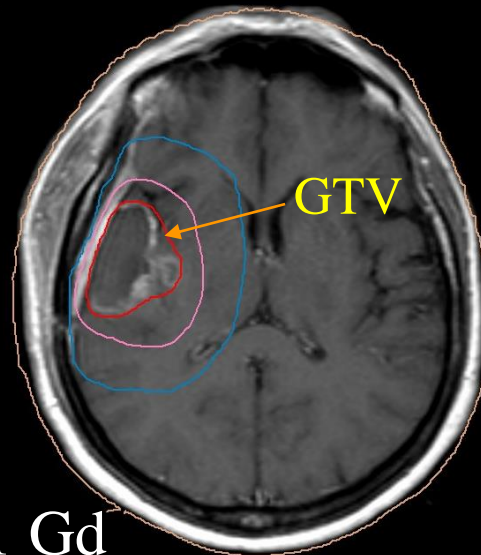
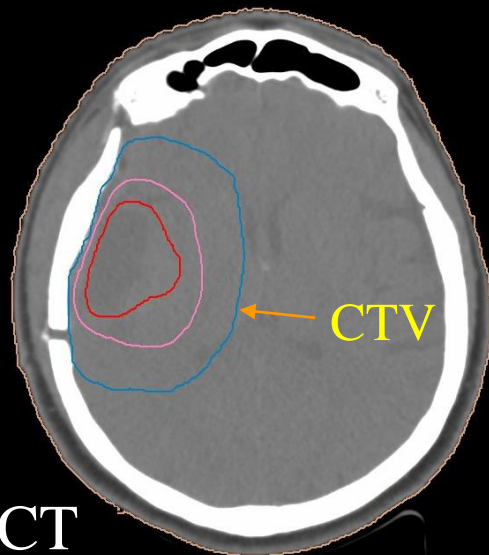
Gross tumor volume (GTV):  
ορατή μακροσκοπική νόσος

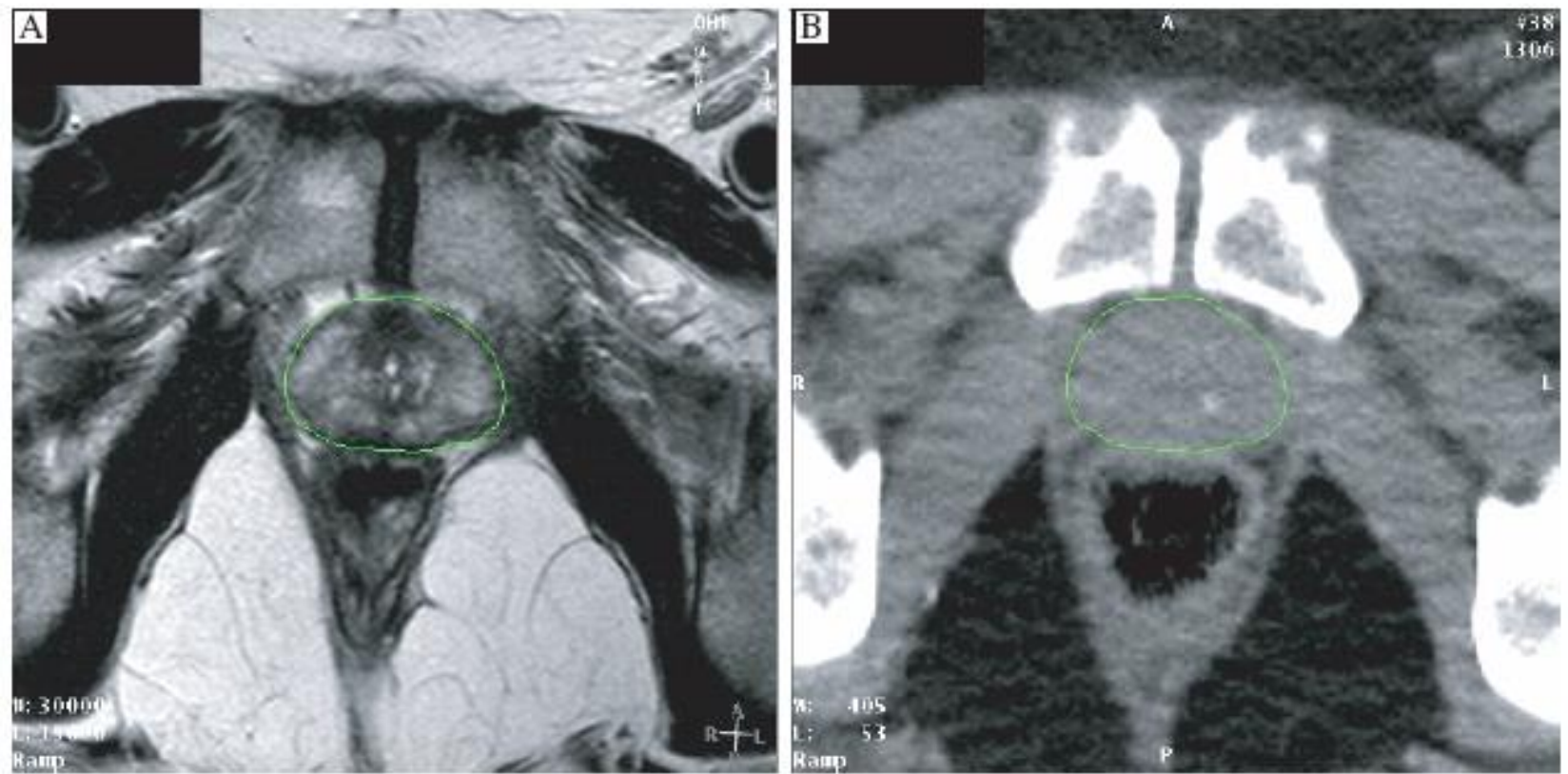
Clinical target volume (CTV):  
υπο-κλινική μικροσκοπική νόσος



# Ακολουθίες ΑΜΣ στο σχεδιασμό ακτινοθεραπείας

- Η ΑΜΣ μπορεί να παρέχει ανατομικές και λειτουργικές πληροφορίες
- Οι πιο σημαντικές ακολουθίες που χρησιμοποιούνται για το σχεδιασμό ακτινοθεραπείας είναι οι ανατομικές T1 (με σκιαγραφικό) και οι T2 (και T2 flair) ακολουθίες



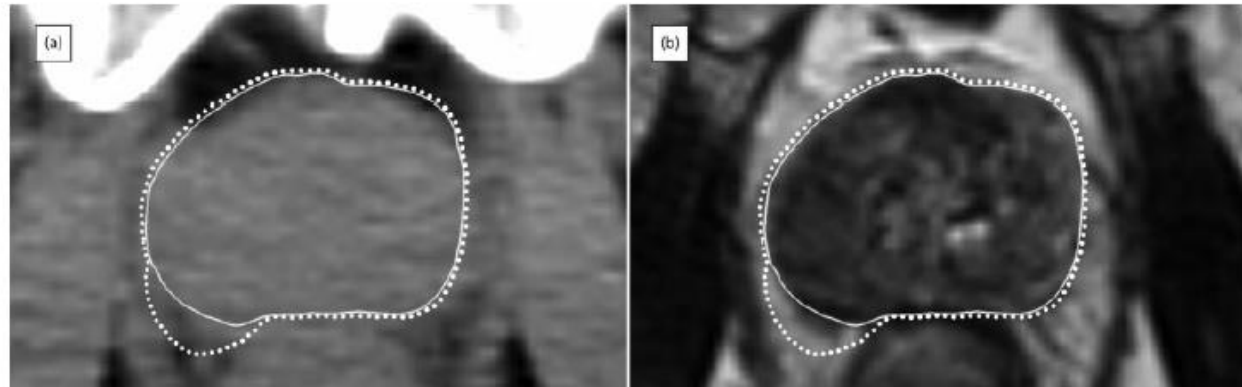


**MRI (A) and CT (B) images of the prostate gland. (A) T2 weighted MRI; (B) CT.**

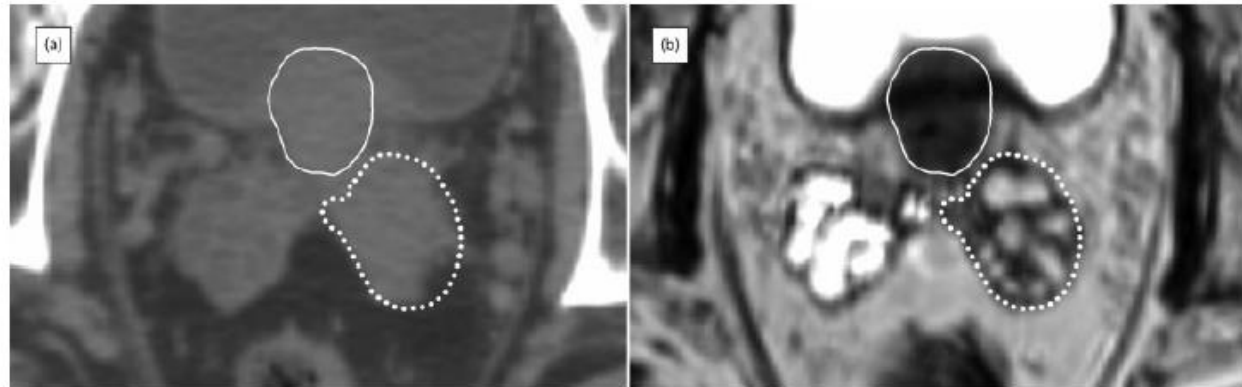
“The impact of incorporating MRI into prostate treatment planning is dramatic with the target volume being on average 30% smaller using MRI compared with CT.

**Rasch *et al.* Definition of the prostate in CT and MRI: a multiobserver study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1999; 43: 57–66.**

**Fig. 1.** A CT scan (a) and an MRI scan (b) of a patient with extracapsular extension (ECE) on the right posterior surface of the prostate. The prostate capsule as defined on CT scan is outlined by the solid white line. The MRI shows ECE bulging through the capsule into periprostatic fat. The dotted white line represents a 3-mm margin around the involved part of the capsule. ECE was not detected on either clinical examination or CT scan and was only found on MRI.



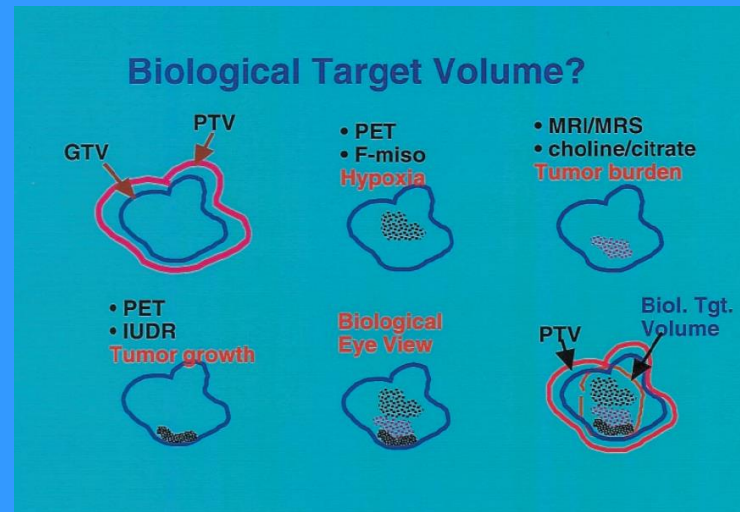
**Fig. 2.** A CT scan (a) and an MRI scan (b) of a patient with seminal vesicle invasion (SVI). The prostate is outlined by the solid white line and gross SVI (identifiable on the MRI as low signal intensity in the left seminal vesicle) by the dotted white line. The SVI was not detected on either clinical examination or CT scan and was only found on MRI.



“MRI scans significantly change target coverage decisions in radical radiotherapy for prostate cancer” Chang et al, *J Med Imaging Radiat Oncol* 2014 Apr;58(2):237-43. doi: 10.1111/1754-9485.12107. Epub 2013 Aug 29.

➤ Εξελιγμένες τεχνικές ΑΜΣ και ακολουθίες που μπορούν να παρέχουν λειτουργική και μοριακή απεικόνιση και χρησιμοποιούνται στο σχεδιασμό ακτινοθεραπείας περιλαμβάνουν:

- ΑΜΣ με δυναμική έγχυση σκιαγραφικού [dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI], ΑΜΣ αιμάτωσης (perfusion)
- ΑΜΣ διάχυσης [diffusion weighted imaging (DWI)] και δεσμιδομετρία (DTI - tractography)
- ΑΜΣ με σήμα εξαρτώμενο από τα επίπεδα οξυγόνωσης [Blood oxygenation level-dependent MRI (BOLD-MRI)]
- φασματοσκοπία [MR spectroscopy (MRS)]



Ling et al, Towards multidimensional radiotherapy (MD-CRT): Biological imaging and biological conformality, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 47, No. 3, pp. 551–560, 2000

## **ΑΜΣ με δυναμική έγχυση σκιαγραφικού [dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI]**

➤ παρακολούθηση του ενδοφλέβιου σκιαγραφικού

➤ επιτρέπει:

- τη διαφοροποίηση μεταξύ καλοήθων και κακοήθων όγκων με την ανάλυση της φαρμακοκινητικής του σκιαγραφικού μέσου
- την εντόπιση υποξικών περιοχών
- τη διάκριση μεταξύ υποτροπής και ακτινικής νέκρωσης

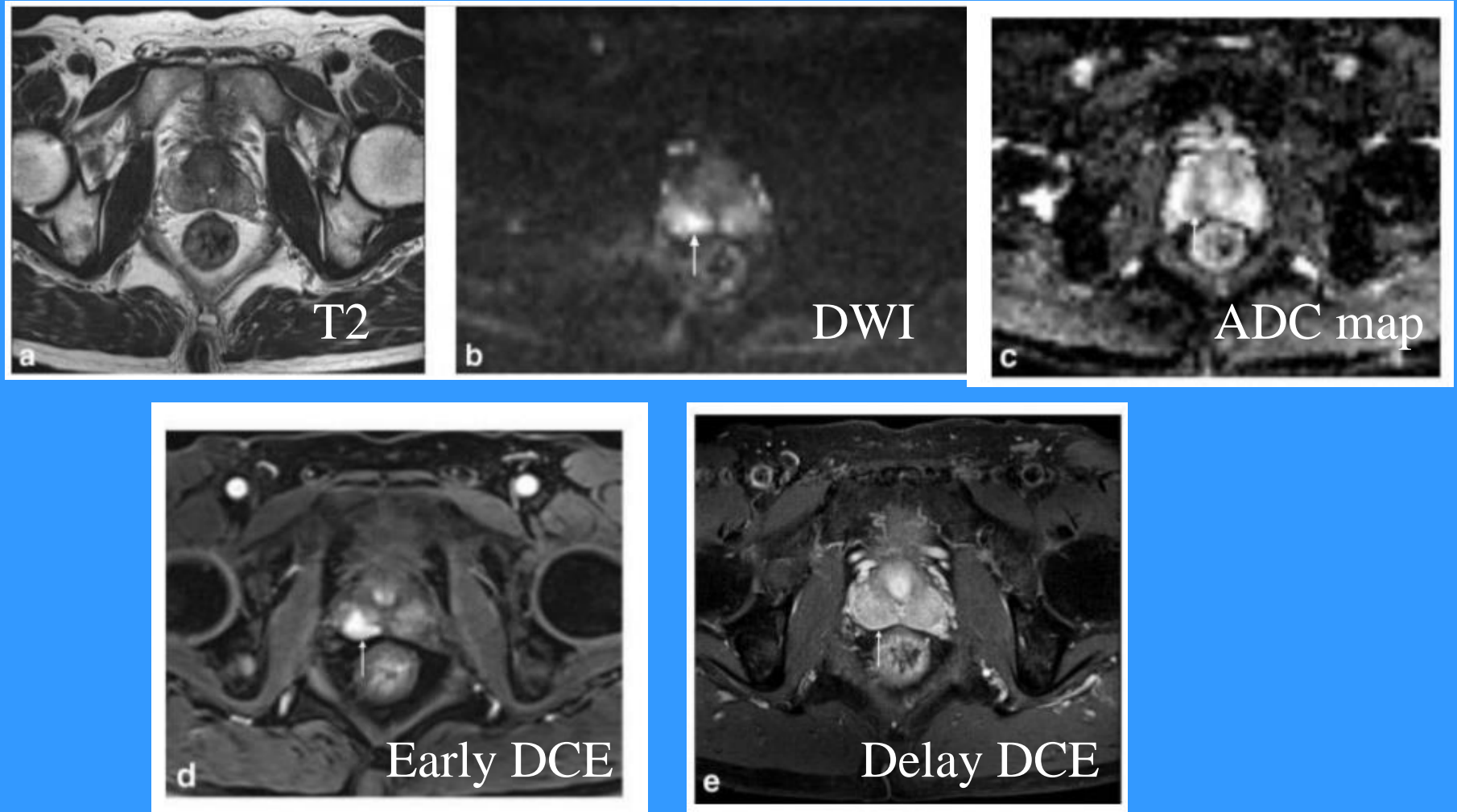
## **ΑΜΣ διάχυσης [diffusion weighted imaging (DWI)]**

➤ βασίζεται στην ταχύτητα διάχυσης των μορίων του νερού στους ιστούς και την κυτταρική πυκνότητα.

➤ είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στην ανίχνευση των μικρών βλαβών εξαιτίας του υψηλού λόγου σήματος προς θόρυβο (CNR).

➤ ο συντελεστής διάχυσης [apparent diffusion coefficient (ADC)] έχει συσχετισθεί με την κυτταρική πυκνότητα και την παρουσία νέκρωσης

# Πολυπαραμετρική ΑΜΣ



Kitajima K et al, "Prostate cancer detection with 3 T MRI: comparison of diffusion-weighted imaging and dynamic contrast-enhanced MRI in combination with T2-weighted imaging", J Magn Reson Imaging 2010 Mar;31(3):625-31. doi: 10.1002/jmri.22075.

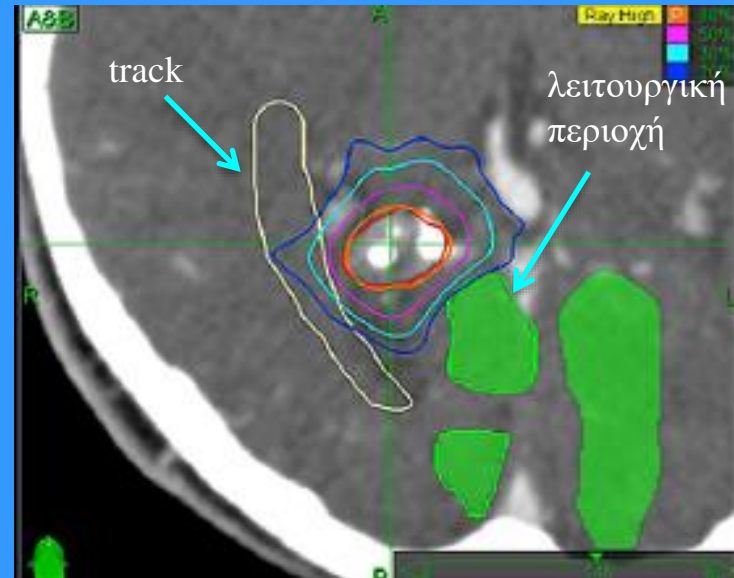
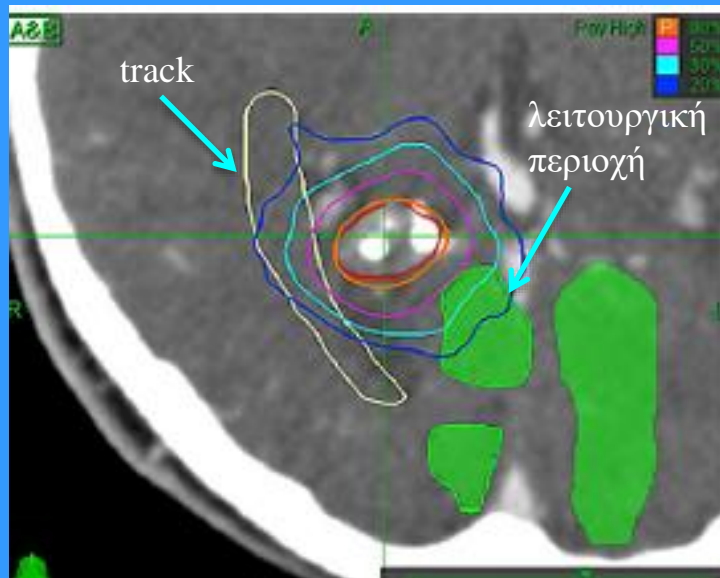
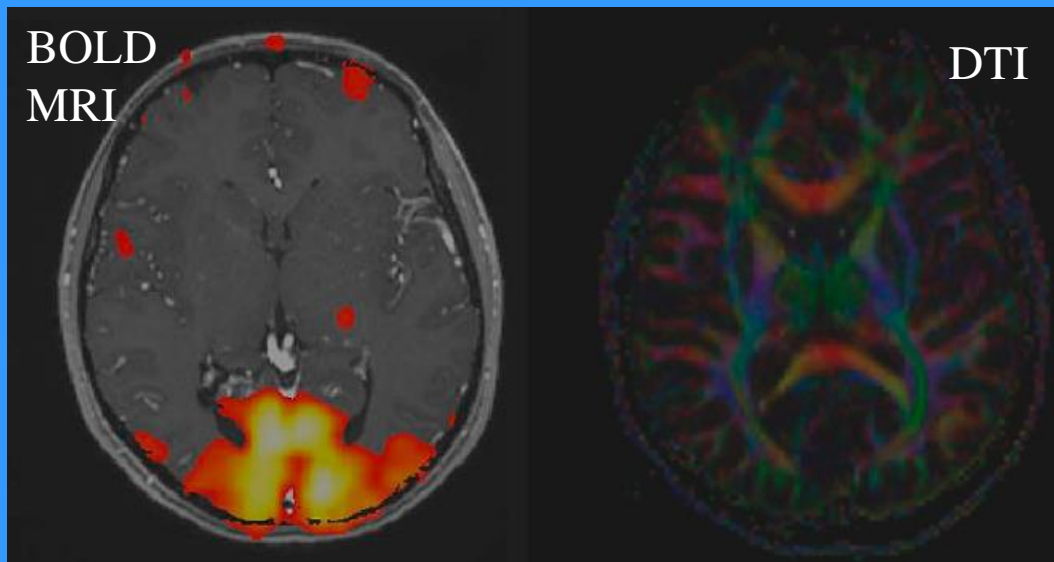
## Δεσμιδομετρία (Tractography)

- τα μόρια του νερού διαχέονται ισοτροπικά σε ελεύθερο περιβάλλον
- στον εγκέφαλο η κίνηση αυτή εμποδίζεται από διάφορες δομές μεταξύ των οποίων και οι νευρικές ίνες
- οι εικόνες διάχυσης χρησιμοποιούνται για να μετρήσουν την ανισότροπη διάχυση των μορίων του νερού στις δεσμίδες των νεύρων
- συνδέοντας ογκοστοιχεία (voxels) με παρόμοιες τιμές ανισοτροπίας χαρτογραφούνται οι οδοί των νευρικών ινών (δεσμιδομετρία)

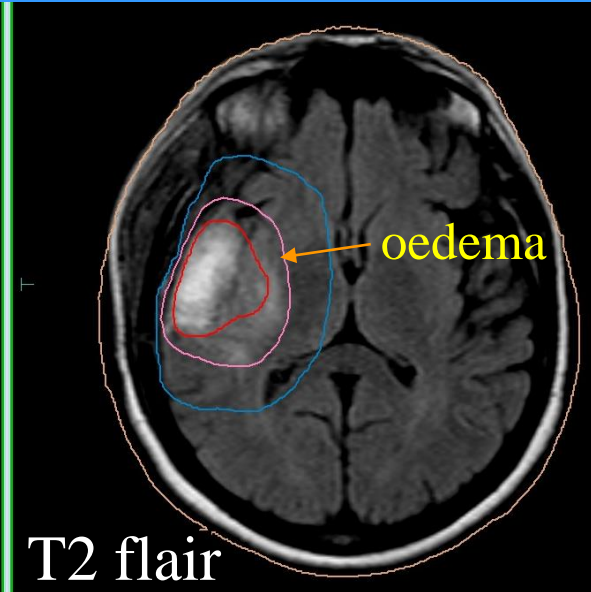
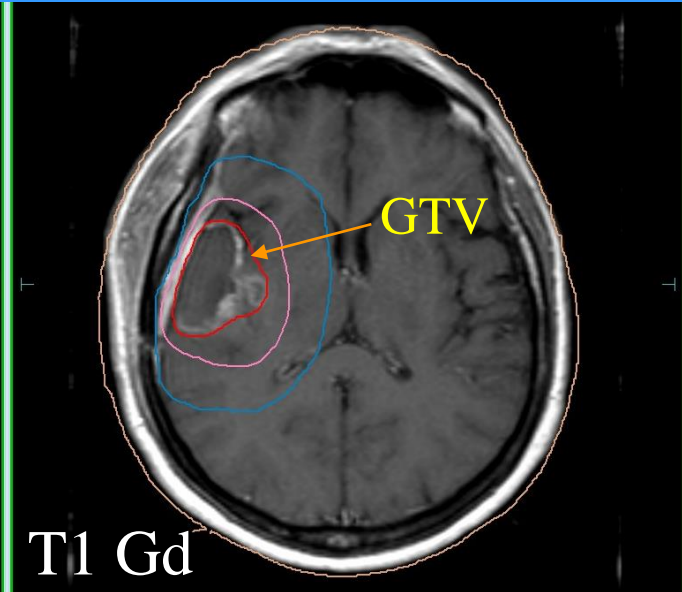
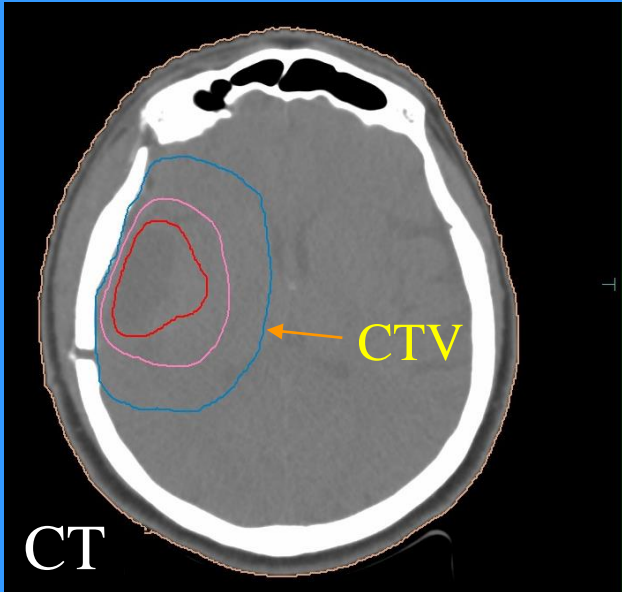
## Σήμα εξαρτώμενο από τα επίπεδα οξυγόνωσης

### [Blood oxygenation level–dependent MRI (BOLD-MRI)]

- αναπτύχθηκε για λειτουργικές μελέτες του εγκεφάλου
- [Λειτουργική Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (fMRI)]
- η μεταβολή του λόγου δεοξυ/οξυαιμοσφαιρίνη κατά την εγκεφαλική λειτουργία παράγει σήμα
  - χρησιμοποιείται την εκτίμηση της υποξίας του όγκου

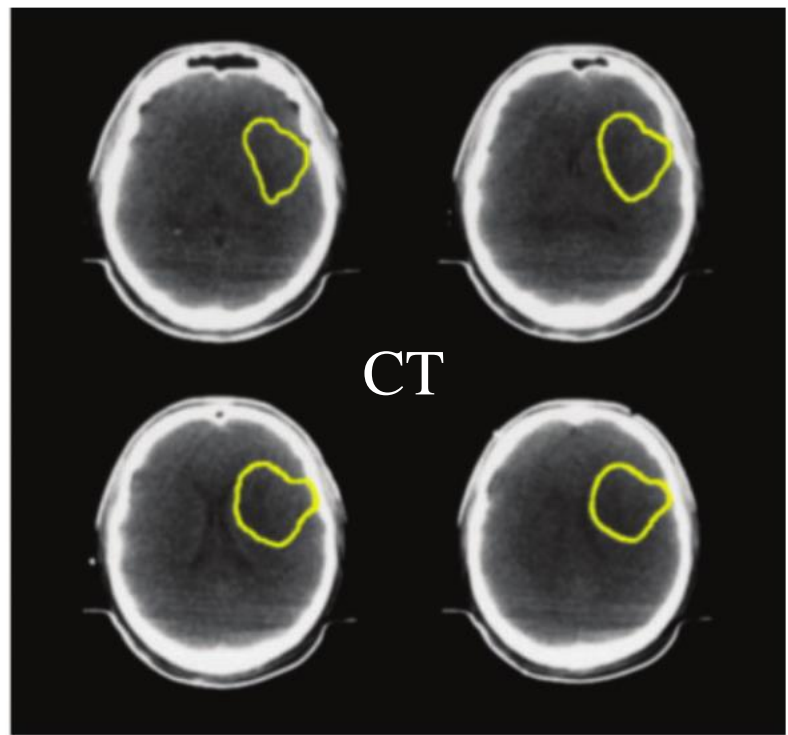
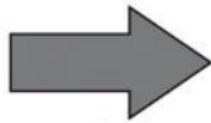
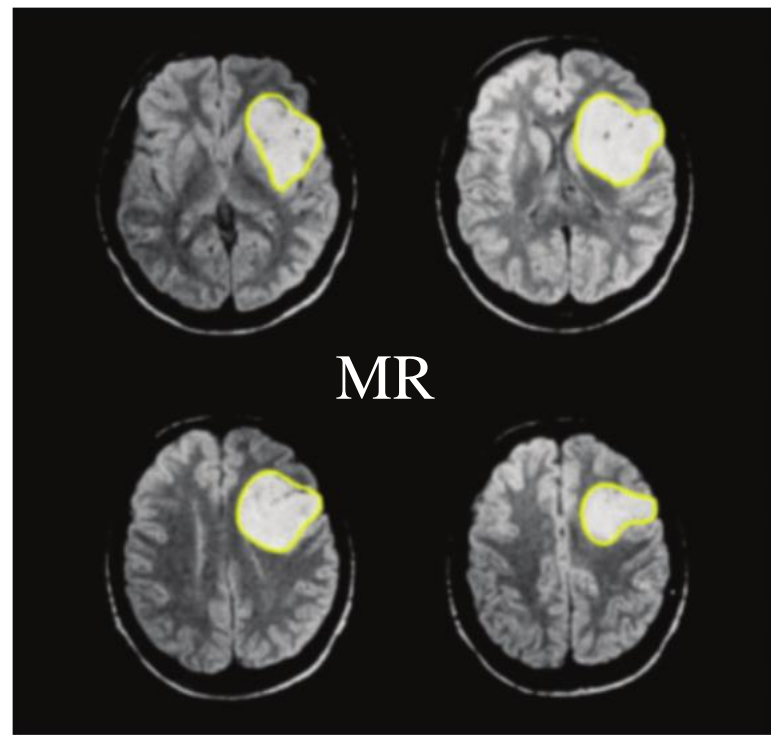


Pantelis E et al, "Integration of functional MRI and white matter tractography in stereotactic radiosurgery clinical practice", Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2010 Sep 1;78(1):257-67



# Ευθυγράμμιση και σύντηξη ιατρικών εικόνων

- Ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων καλείται η χωρική τοποθέτηση δύο συνόλων δεδομένων κατά τέτοιο τρόπο ώστε οι δομές που είναι κοινές σε αυτά να συμπίπτουν
- Σύντηξη ιατρικών εικόνων καλείται ο συνδυασμός της κοινής πληροφορίας μετά την ευθυγράμμισή σε μια εικόνα που προσφέρει τη μέγιστη δυνατή διαγνωστική πληροφορία

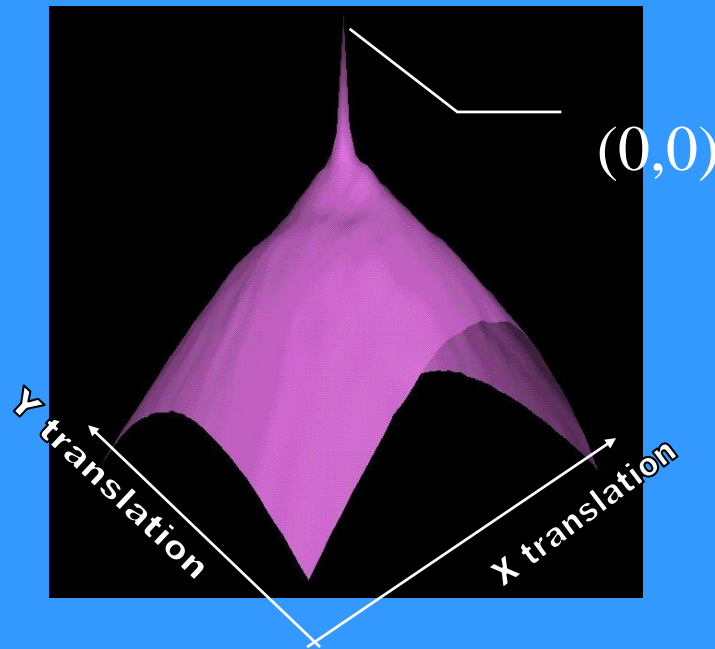


# Ευθυγράμμιση με χρήση ανατομικών σημείων

The screenshot displays a medical image registration software interface. The main window is split into two panels: the left panel shows a CT scan of a brain slice, and the right panel shows an MR scan of the same slice. Both images have four cyan crosshair markers placed on anatomical landmarks. A 'Landmark registration' dialog box is open in the foreground, showing the coordinates for these landmarks in the CT 01 and MR 04 spaces. The dialog box has two columns: 'CT 01' and 'MR 04'. Each column contains a table with columns for 'Name', 'x [cm]', 'y [cm]', and 'z [cm]'. The 'CT 01' table has four rows, with the first three checked and the fourth unchecked. The 'MR 04' table also has four rows, with the first three checked and the fourth unchecked. The 'CT 01' table has a blue highlight on the 'Point 4' row. The 'MR 04' table has a blue highlight on the 'Point 1' row. The dialog box also has 'OK' and 'Cancel' buttons at the bottom. On the right side of the software interface, there is a panel with a grid of 'Reconstructed images' and a vertical list of image series: 'CT 01', 'MR 01', 'MR 02', 'MR 03', and 'MR 04'. The 'MR 04' series is selected, and its corresponding image in the grid is highlighted with a cyan crosshair. At the bottom right of the software interface, there is a status bar showing 'MR 04', '16/30', and '-2.25 cm'.

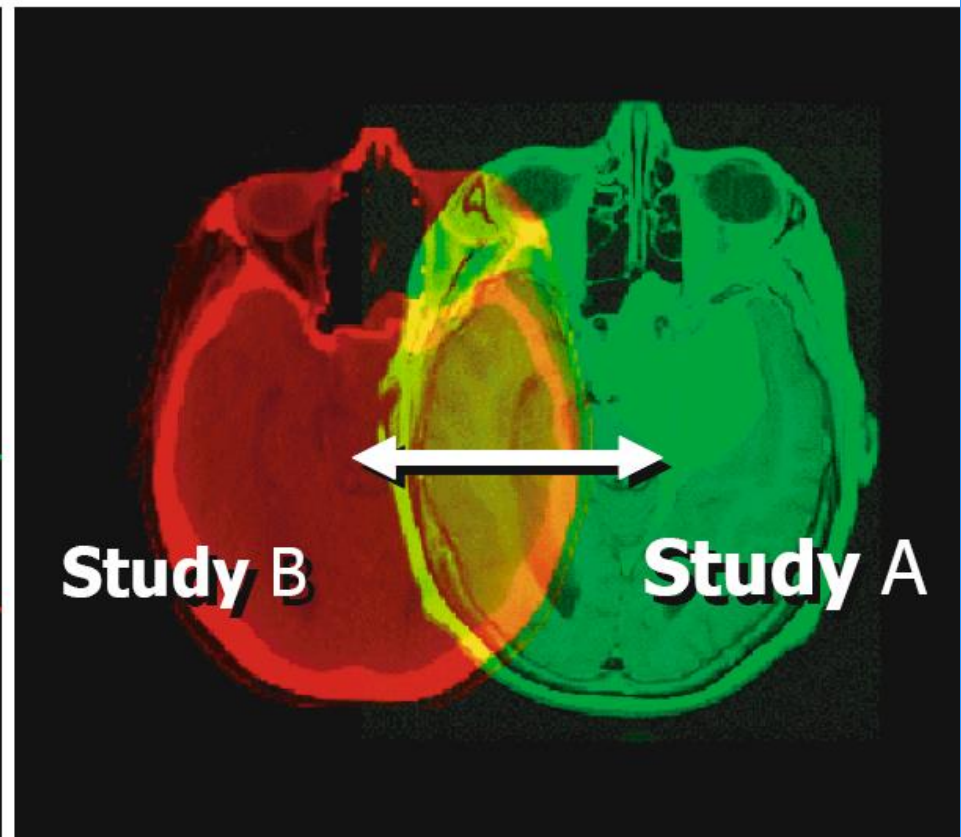
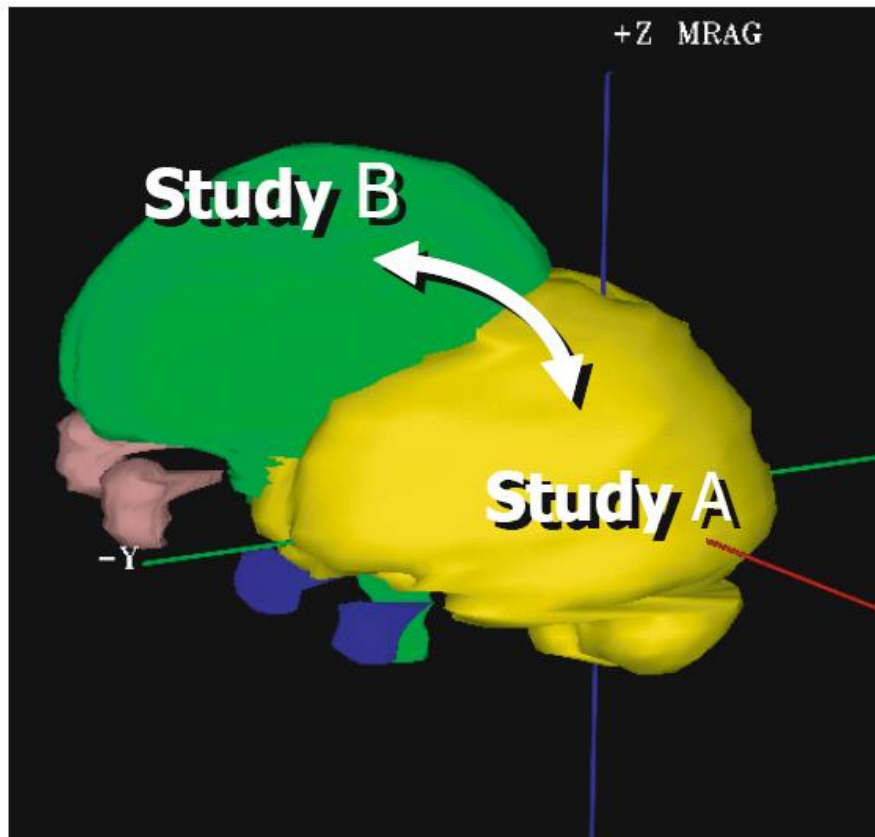
CT 01				MR 04			
Name	x [cm]	y [cm]	z [cm]	Name	x [cm]	y [cm]	z [cm]
<input checked="" type="checkbox"/> Point 1	-1.842	-1.000	-0.497	<input checked="" type="checkbox"/> Point 1	-1.385	-2.514	3.146
<input checked="" type="checkbox"/> Point 2	-1.909	-1.000	-6.853	<input checked="" type="checkbox"/> Point 2	-1.949	-1.974	-3.457
<input checked="" type="checkbox"/> Point 3	1.370	-1.000	-0.091	<input checked="" type="checkbox"/> Point 3	1.998	-2.511	3.111
<input type="checkbox"/> Point 4	8.030	-1.000	10.085	<input type="checkbox"/> Point 4			
<input type="checkbox"/> New point				<input type="checkbox"/> New point			

# Συντελεστής Αμοιβαίας Πληροφορίας (mutual information)



Ο Συντελεστής Αμοιβαίας Πληροφορίας χρησιμοποιεί την ένταση του σήματος στις δύο εικόνες για την ευθυγράμμισή τους. Η συνάρτηση “ταιριάσματος” παίρνει τη μέγιστη τιμή όταν οι δύο εικόνες ευθυγραμμίζονται και οι κοινές δομές συμπίπτουν.

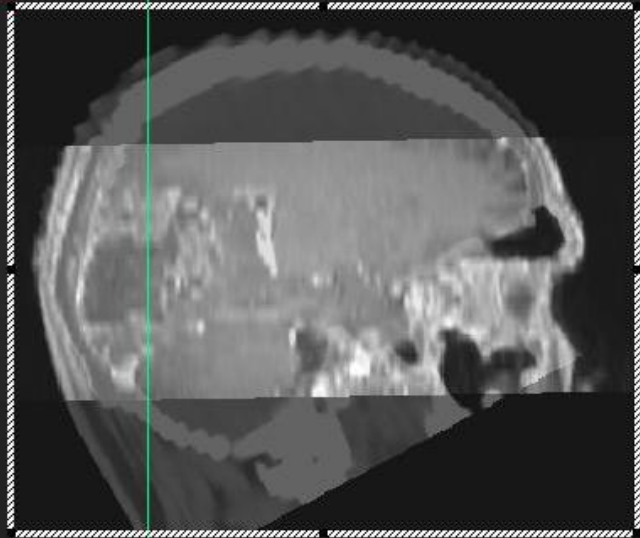
# Συντελεστής Αμοιβαίας Πληροφορίας (mutual information)



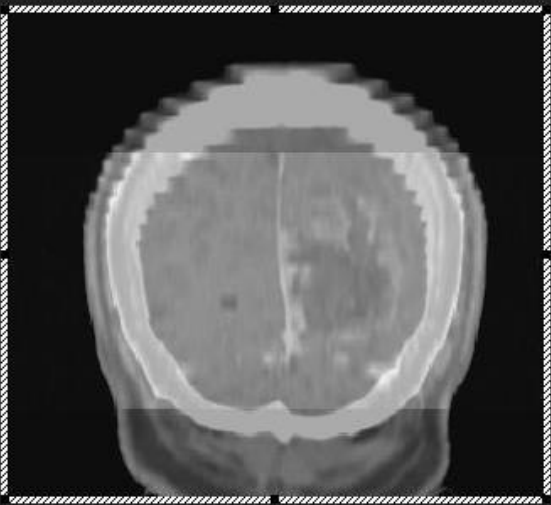
Kessler M, "Image registration and data fusion in radiation therapy", BJR 79, S99-108 (2006)



MR 03  
Fusion series: CT 01  
14/23  
-0.90 cm Sagittal



MR 03  
Fusion series: CT 01



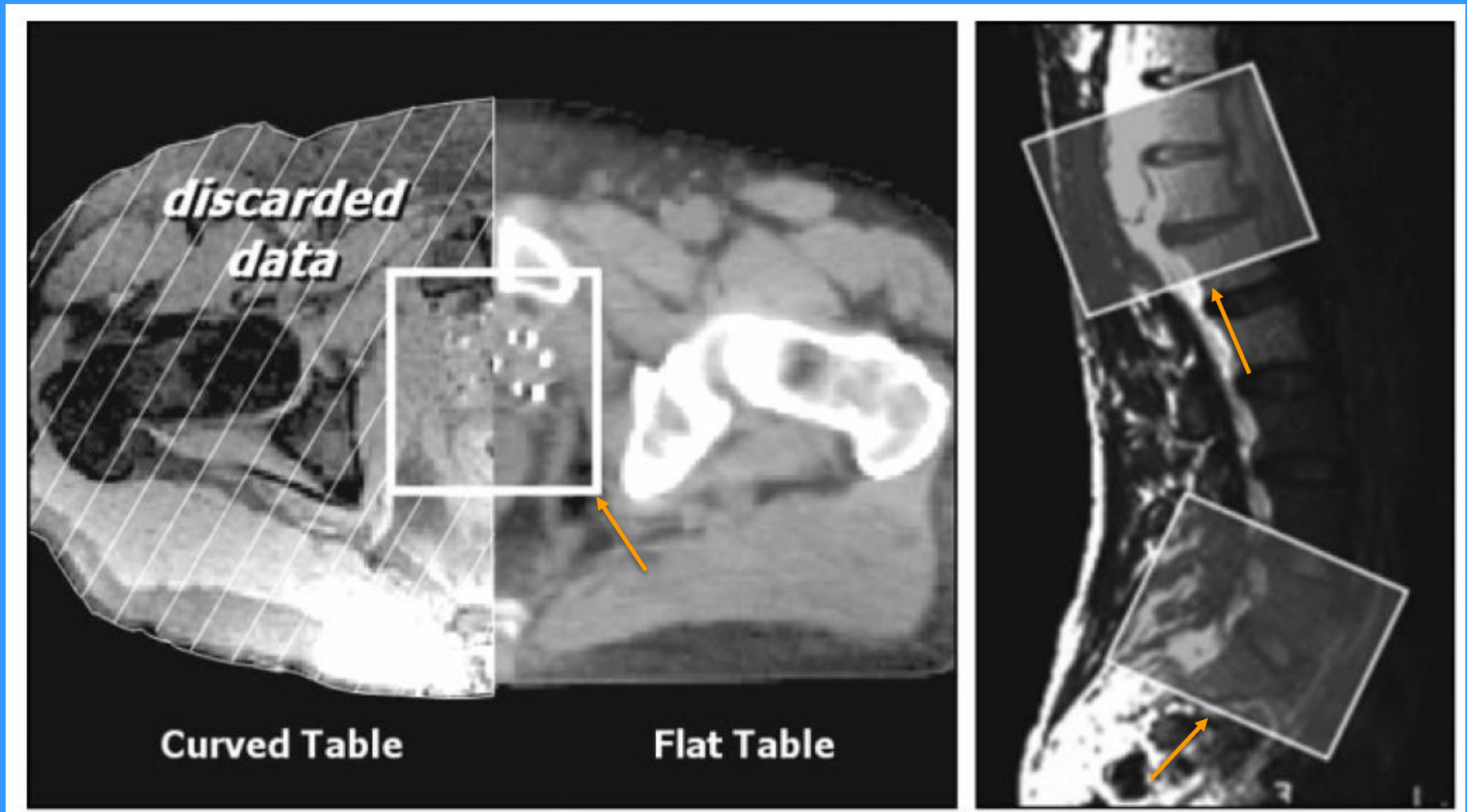
MR 03  
Fusion series: CT 01

**Registration** [X]

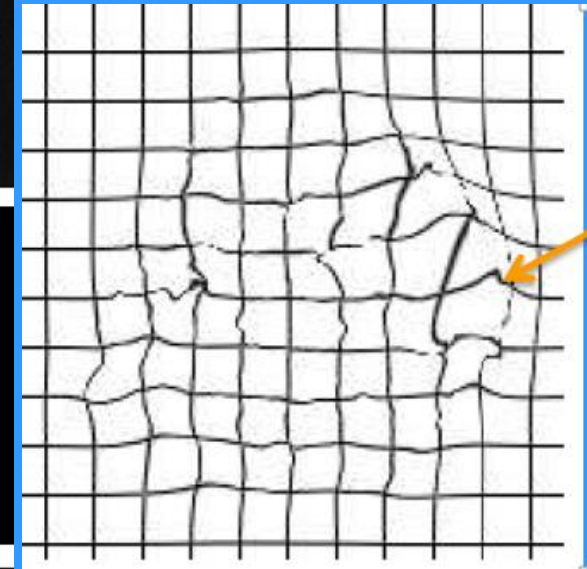
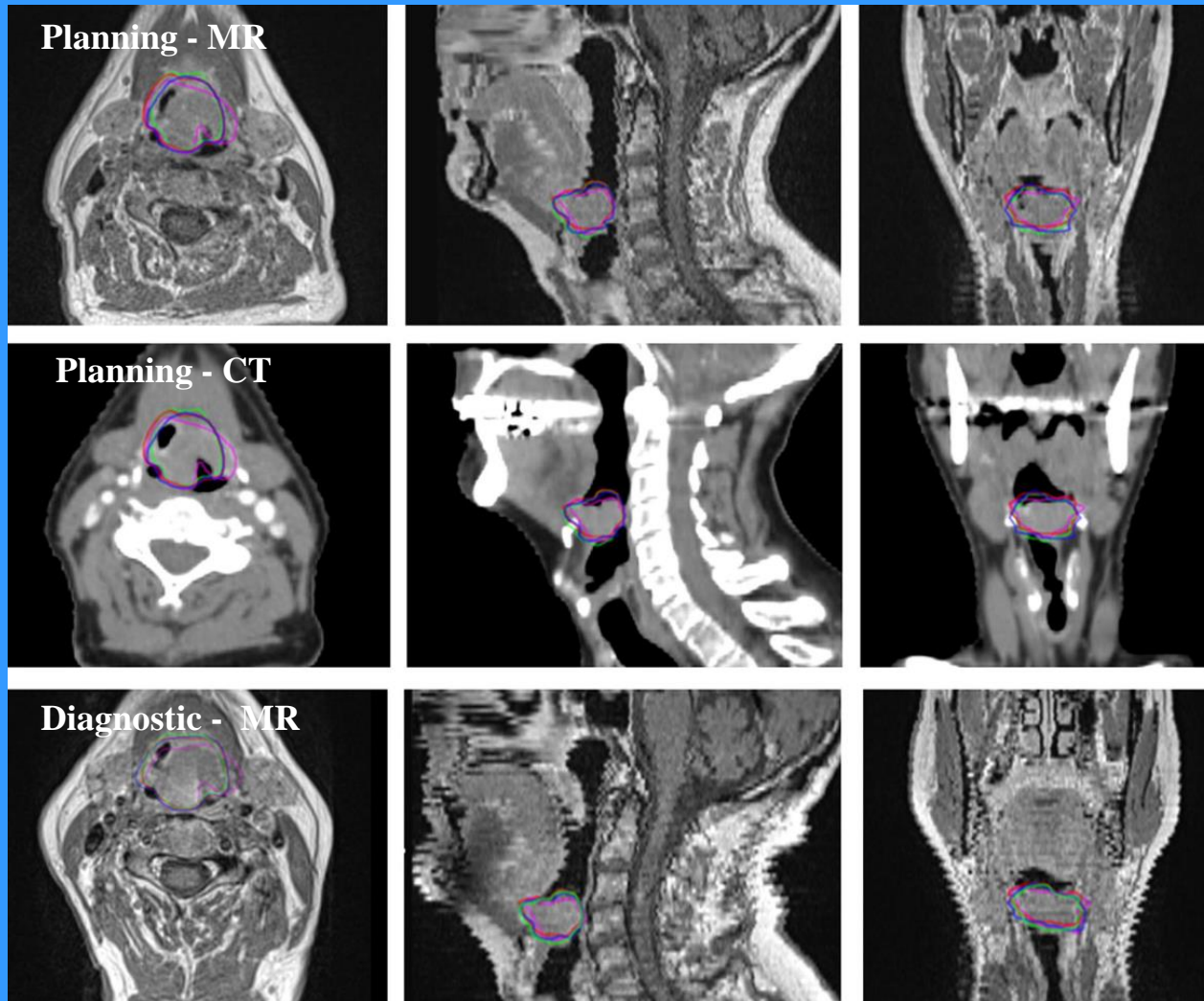
From series	To series	Type
CT 01	MR 01	Mutual information
CT 01	MR 02	Mutual information
CT 01	MR 03	Mutual information

New...  
Edit...  
Copy  
Delete...

# Τεχνικές ευθυγράμμισης με χρήση περιορισμένου πεδίου απεικόνισης

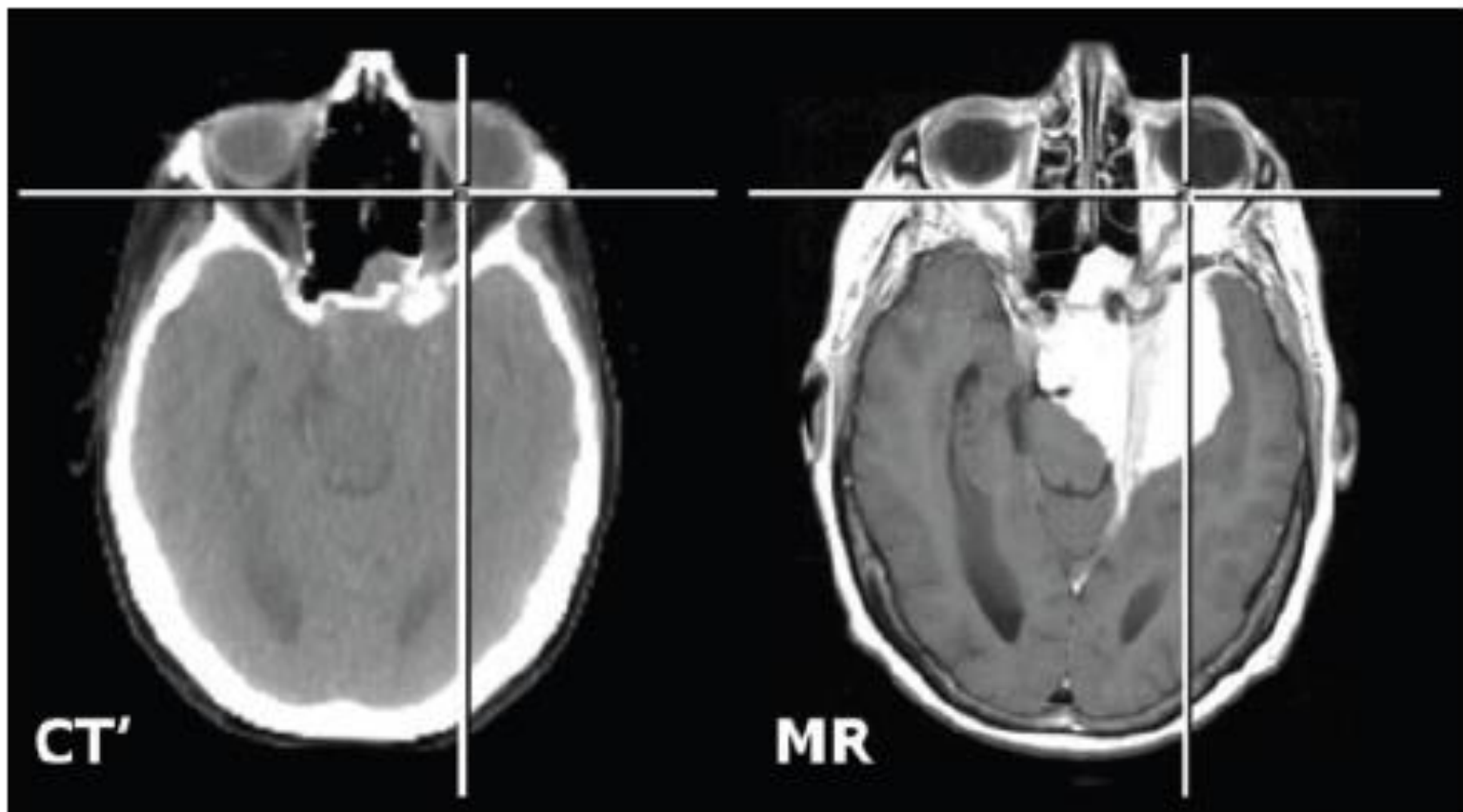


# Deformable image registration



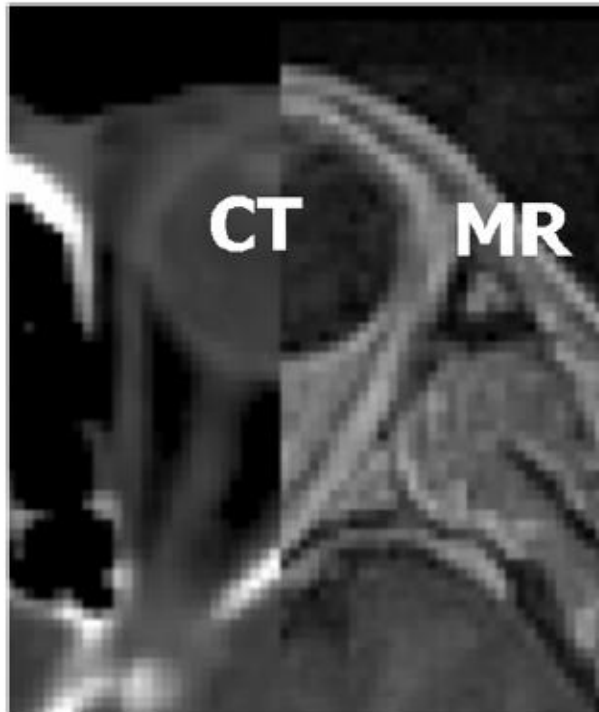
Vhuter et al, The use of deformable image registration to integrate diagnostic MRI into the radiotherapy planning pathway for head and neck cancer, Radiotherapy and Oncology, 2016, in press

## Έλεγχος και αξιολόγηση ακρίβειας



Side-by-side display with linked cursor

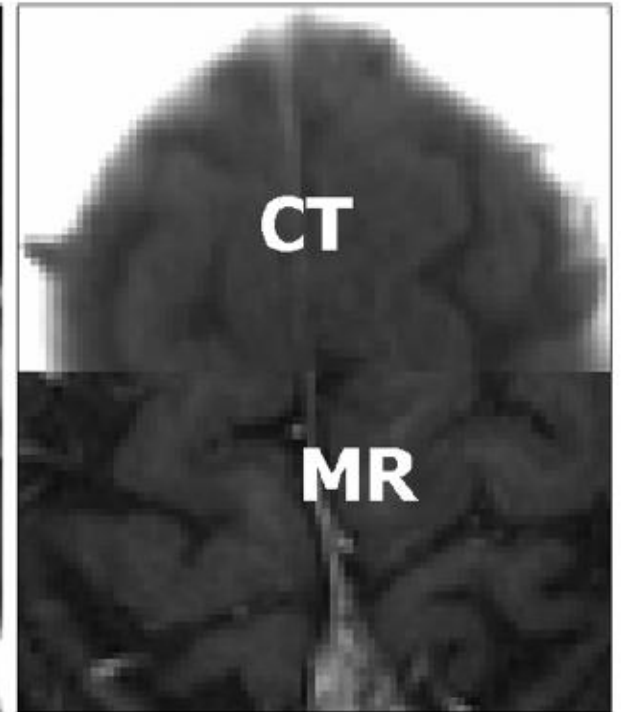
## Έλεγχος και επιβεβαίωση ακρίβειας



(a)

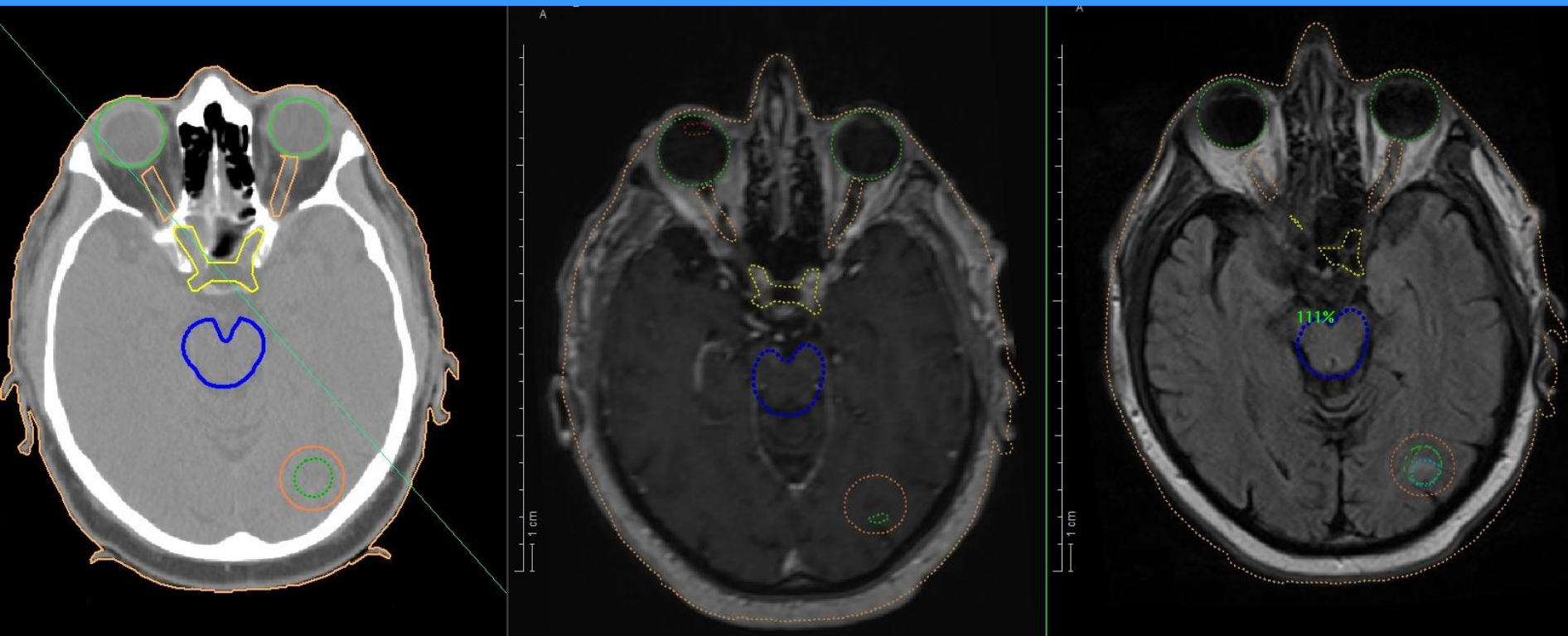


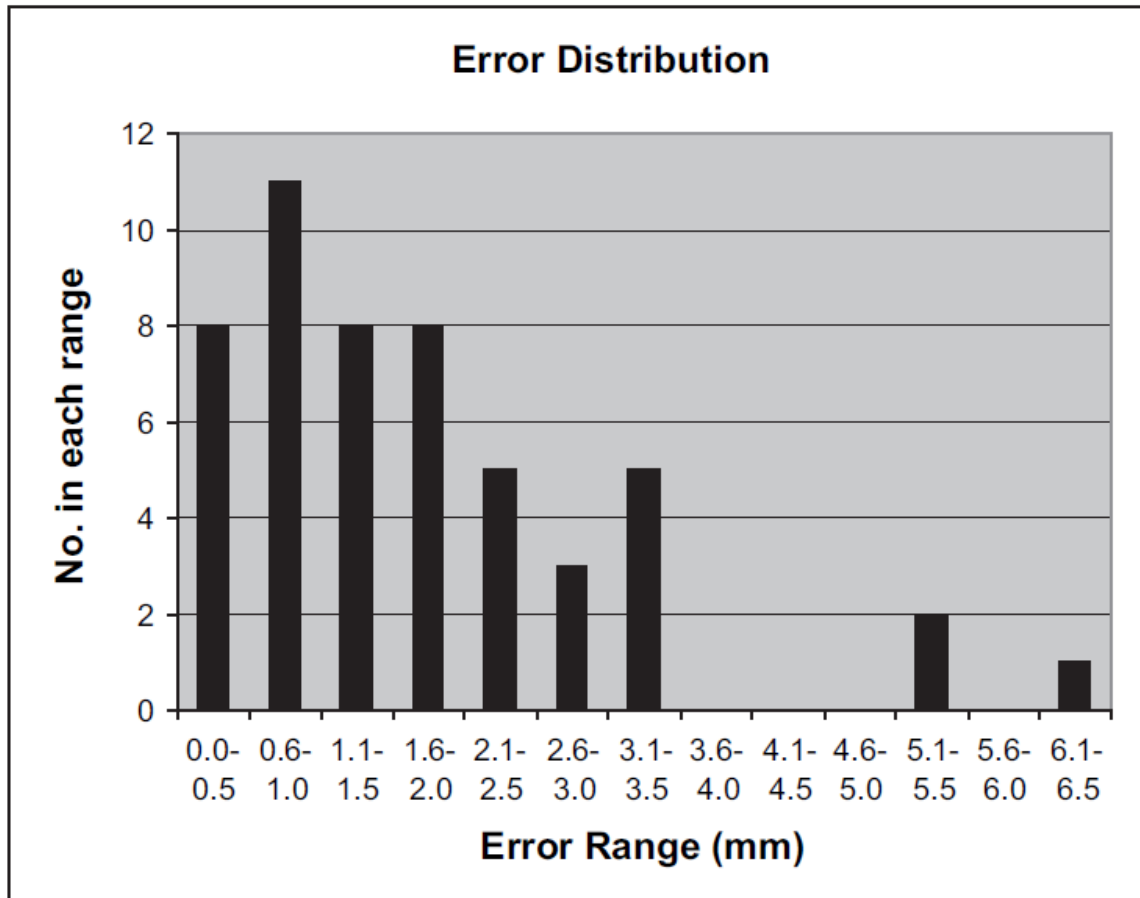
(b)



(c)

# Έλεγχος και επιβεβαίωση ακρίβειας





Mean value:  
 $1.5 \pm 1.8$  mm

Distribution of errors indicating the number of submissions falling within 5-mm error bins.

**Ulin et al, Results of a multi-institutional benchmark test for cranial CT/MR image registration , IJROB Vol. 77, No. 5, pp. 1584–1589, 2010**

# Εξομοίωση, σχεδιασμός και εφαρμογή ακτινοθεραπείας με ΑΜΣ

## MRI simulation



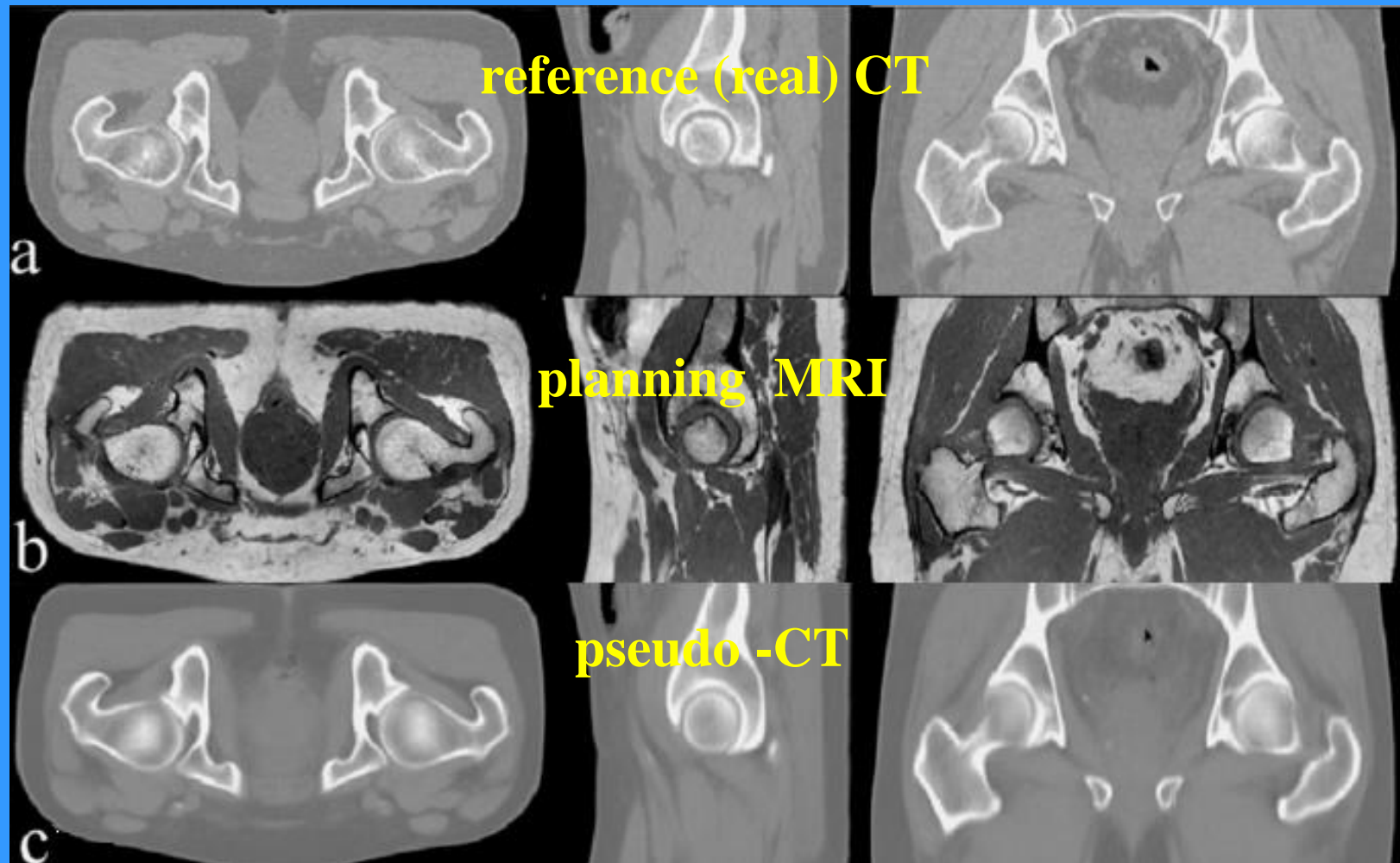
Paulson ES et al, “Comprehensive MRI simulation using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning, Med Phys. 2015 Jan;42(1):28-39. doi: 10.1118/1.4896096.

# Εξομοίωση, σχεδιασμός και εφαρμογή ακτινοθεραπείας με ΑΜΣ

Site-specific MRI simulation reference guide for external beam radiation treatment planning.			
Site	Sequence/contrast	Suggested uses for RTP	Issues/confounds
Brain	Axial T2 FLAIR	Delineation of vasogenic edema/infiltrative glioma (bright)	CSF pulsation artifacts
	Axial ADC	Differentiation of hypercellularity (dark) from coagulation necrosis	
	Axial postcontrast T1	Delineation of BBB disruption and neovascularization (bright)	Postoperative blood products
	Axial ΔT1 (Post T1–Pre T1)	Same as postcontrast T1, but without confounding blood products	
Breast	Axial T1	Delineation of axillary lymph nodes (dark) and brachial plexus	Postoperative blood products
	Axial T2 STIR	Delineation of lumpectomy cavity seroma; IMC, axillary nodes (bright)	
Cervix	Sagittal fat-suppressed T2	Delineation of lumpectomy cavity seroma; IMC, axillary nodes (bright)	Geometric distortion
	Sagittal T2	Delineation of rectum and bladder	
	Axial T2	Delineation of tumor (bright)	
	Axial ADC	Delineation of tumor (dark)	
Head and neck	Axial fat-suppressed postcontrast T1	Delineation of tumor (bright)	Swallowing motion, flow artifacts
	Axial T2 STIR	Differentiation of edema (bright; mostly on edges of tumor)	
Liver	Axial T1	Delineation of nerves, teeth	Swallowing motion, flow artifacts
	Axial ADC	Delineation of hypercellularity (dark)	
	Axial fat-suppressed postcontrast T1	Delineation of disrupted, leaky tissue (bright)	Triggered (50% phase)
	Axial fat-suppressed T2	Differentiation of hepatocytes from tumor (bright)	
	Axial fat-suppressed T1	Differentiation of hepatocytes from tumor (dark)	Breath held
	Axial fat-suppressed, postcontrast T1 arterial phase	Delineation of hypervascular hepatocellular carcinoma, melanoma, renal cell, carcinoid, or thyroid tumors (bright)	Breath held
Pancreas	Axial fat-suppressed, postcontrast T1 5 min delay	Delineation of hypovascular metastases (dark)	Breath held
	Axial T2	Delineation of duodenal wall (dark)	Triggered (50% phase)
	Axial fat-suppressed T1	Delineation of normal pancreas gland (isointense)	Breath held
Prostate	Axial fat-suppressed, postcontrast T1 late arterial phase	Delineation of tumor (dark regions within gland); lymph nodes (bright)	Breath held
	Sagittal T2	Delineation of rectum and bladder	Postbiopsy hemorrhage
	Axial T2	Delineation of prostate gland and extracapsular disease (dark)	
Rectum	Axial fat-suppressed T2	Delineation of intracapsular disease (dark); lymph nodes (bright)	Postbiopsy hemorrhage
	Axial T1	Detection of postbiopsy hemorrhage (bright)	
	Axial ADC	Delineation of tumor (dark)	Geometric distortion
	Sagittal T2	Delineation of rectum and bladder	
Sarcoma	Axial fat-suppressed T2	Delineation of tumor (bright)	Geometric distortion
	Axial ADC	Delineation of tumor (dark)	
	Axial fat-suppressed postcontrast T1	Delineation of tumor (bright)	
	Axial T2 STIR	Delineation of tumor (bright)	
Spine	Axial fat-suppressed, postcontrast T1	Delineation of disrupted, leaky tissue (bright)	Geometric distortion
	Axial T2 STIR	Differentiation of edema (bright; mostly on edges of tumor)	
	Sagittal T2 STIR	Delineation of tumor (dark)	
	Sagittal T1	Delineation of tumor (dark)	
	Axial fat-suppressed postcontrast T1	Delineation of disrupted, leaky tissue (bright)	

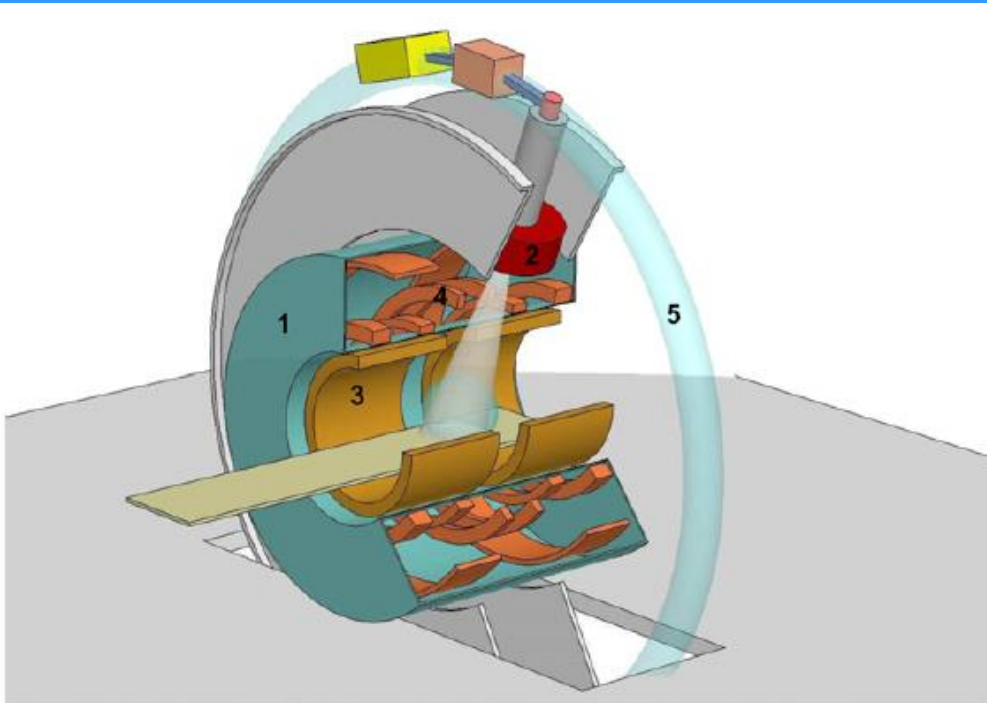
Paulson ES et al, “Comprehensive MRI simulation using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning, Med Phys. 2015 Jan;42(1):28-39. doi: 10.1118/1.4896096.

**Δημιουργία ψευδο-CT εικόνων για τον ακριβή υπολογισμό κατανομών δόσης (βασίζεται στην ηλεκτρονική πυκνότητα)**



Arabi H et al, “Atlas-guided generation of pseudo-CT images for MRI-only and hybrid PET–MRI-guided radiotherapy treatment planning”, Phys. Med. Biol. 61 6531–6552 (2016)

# MRI accelerator – MRI guided radiation therapy



**Figure 1.** Sketch of the MRI accelerator concept. The 1.5 T MRI is shown in blue (1), the 6 MV accelerator (2) is located in a ring around the MRI. The split gradient coil (3) is shown in yellow and in orange the superconducting coils (4) are shown. The light blue ring around the MRI indicates the low magnetic field toroid (5) in the fringe field.

Raaymakers B W et al, “Integrating a 1.5 T MRI scanner with a 6 MV accelerator: proof of concept”, *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) N229–N237

# MRI guided radiation therapy

## Visualising tumours during radiotherapy treatment



(a) Exhale state



(b) Inhale state

**Figure 6.** Stills from a dynamic scan of the kidneys, the anatomy in the exhale breathing state (a) and the inhale breathing state (b).

Raaymakers B W et al, “Integrating a 1.5 T MRI scanner with a 6 MV accelerator: proof of concept”, Phys. Med. Biol. 54 (2009) N229–N237

# MRI accelerator – MRI guided radiation therapy

**medicalphysicsweb**  
RESEARCH • TECHNOLOGY • CLINICAL APPLICATIONS

**RADCALC** Helping you and your patients safely put cancer in the rear view mirror

LSI

Home | Opinion | Newsfeed | **Research** | Journals | Multimedia | Jobs | Buyer's guide | Events | Contact

Search  Go

### LATEST NEWS ARTICLES

- ▶ Rubies line up for brachytherapy dosimetry
- ▶ 3D/4D ultrasound comes of age
- ▶ CAD supports digital breast tomosynthesis
- ▶ PET/MRI detects distant metastases
- ▶ Innovation: patent applications review

[More news articles ▶](#)

### RESEARCH

Apr 8, 2014

#### Installation begins on first MRI-linac

The clinical realization of MR-guided radiotherapy could represent the ultimate breakthrough in real-time image guidance - offering soft-tissue-based imaging throughout beam delivery. As such, researchers at the University Medical Center (UMC) Utrecht in the Netherlands have been working for more than a decade to overcome the not-insubstantial technical obstacles required to integrate an MRI scanner with a linear accelerator. They may finally be about to reap the rewards of their efforts.

### THE MPW REVIEW

Take a look at the medicalphysicsweb reviews - all previous editions are **available to view here**.

### KEY SUPPLIERS

**modus** Accuracy. Confidence.™

**Elekta**

**RaySearch Laboratories**

[More companies ▶](#)

### RELATED STORIES

- ▶ First MR-guided radiation treatment
- ▶ MRI tracks motion during radiotherapy
- ▶ MR navigators track tumour motion
- ▶ MRI-linac: a progress update

### RELATED LINKS

- ▶ UMC Utrecht
- ▶ Elekta

### SHARE THIS

- ▶ E-mail to a friend
- ▶ StumbleUpon
- ▶ Twitter
- ▶ Facebook
- ▶ CiteUlike



Installation begins

Last Saturday, the first component of the world's first high-field MR-guided radiotherapy system was lowered by crane into one of UMC Utrecht's radiotherapy treatment rooms. While the instrument has been extensively tested and proven in an experimental system, this will be the first clinical machine to

### CORPORATE PARTNERS

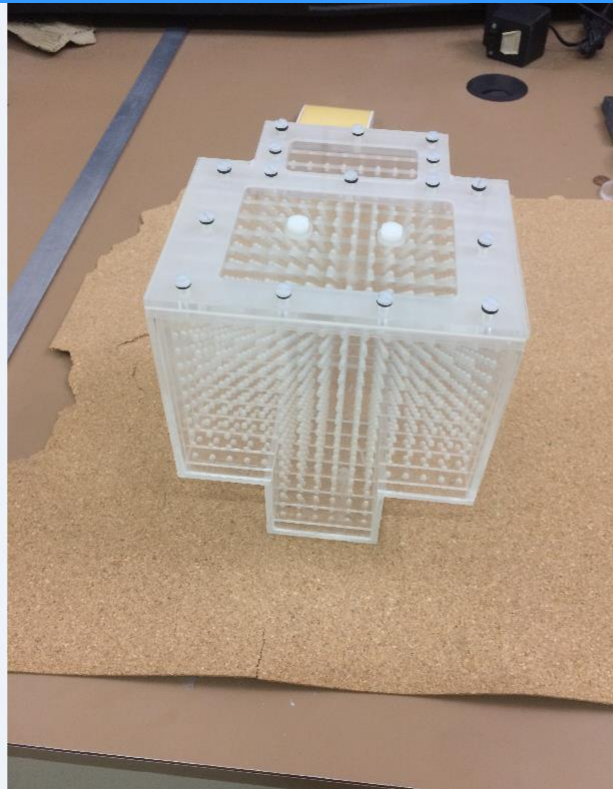
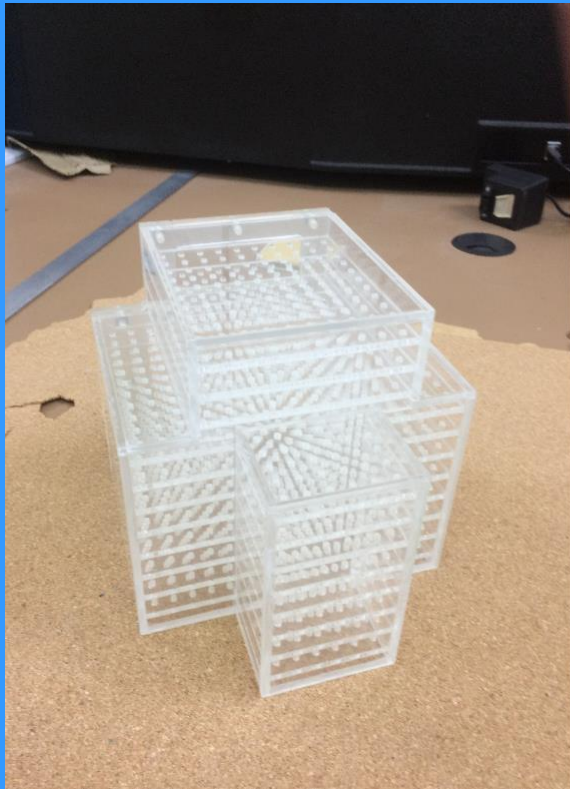
**CIRS**

**EPIbeam**  
Phantom-free pre-treatment control

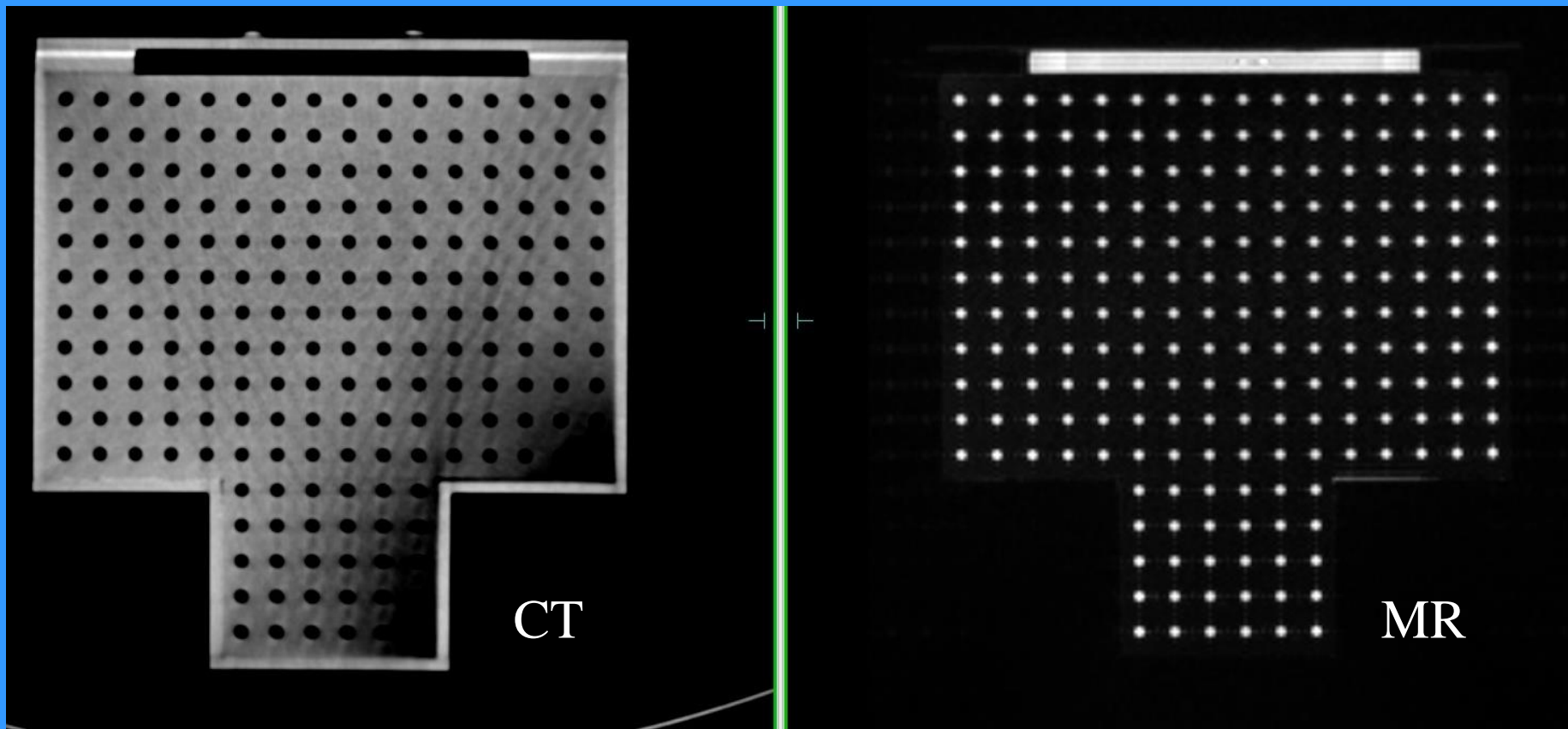
# Γεωμετρική παραμόρφωση (distortion) στην ΑΜΣ

- Η ΑΜΣ χαρακτηρίζεται από αυξημένες γεωμετρικές παραμορφώσεις
  - από μερικά χιλιοστά σε αποστάσεις κοντά στο κέντρο ( $FOV < 10 \text{ cm}$ )  
μέχρι και περισσότερο από 1 εκατοστό για μακρινές αποστάσεις ( $FOV > 20-30 \text{ cm}$ )
- Οι παραμορφώσεις αυτές :
  - οφείλονται σε τεχνικά χαρακτηριστικά του συστήματος απεικόνισης:
    1. μη γραμμικότητα βαθμίδων (χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό της θέσης του απεικονιζόμενου αντικειμένου)
    2. ανομοιογένεια του στατικού μαγνητικού πεδίου  $B_0$  (στα σύγχρονα συστήματα  $< 0.8 \text{ mm}$ )
  - επάγονται από τις χημικές και μαγνητικές ιδιότητες των υλικών που απεικονίζονται (π.χ. διαφορά στη μαγνητική επιδεκτικότητα και στη χημική σύσταση).

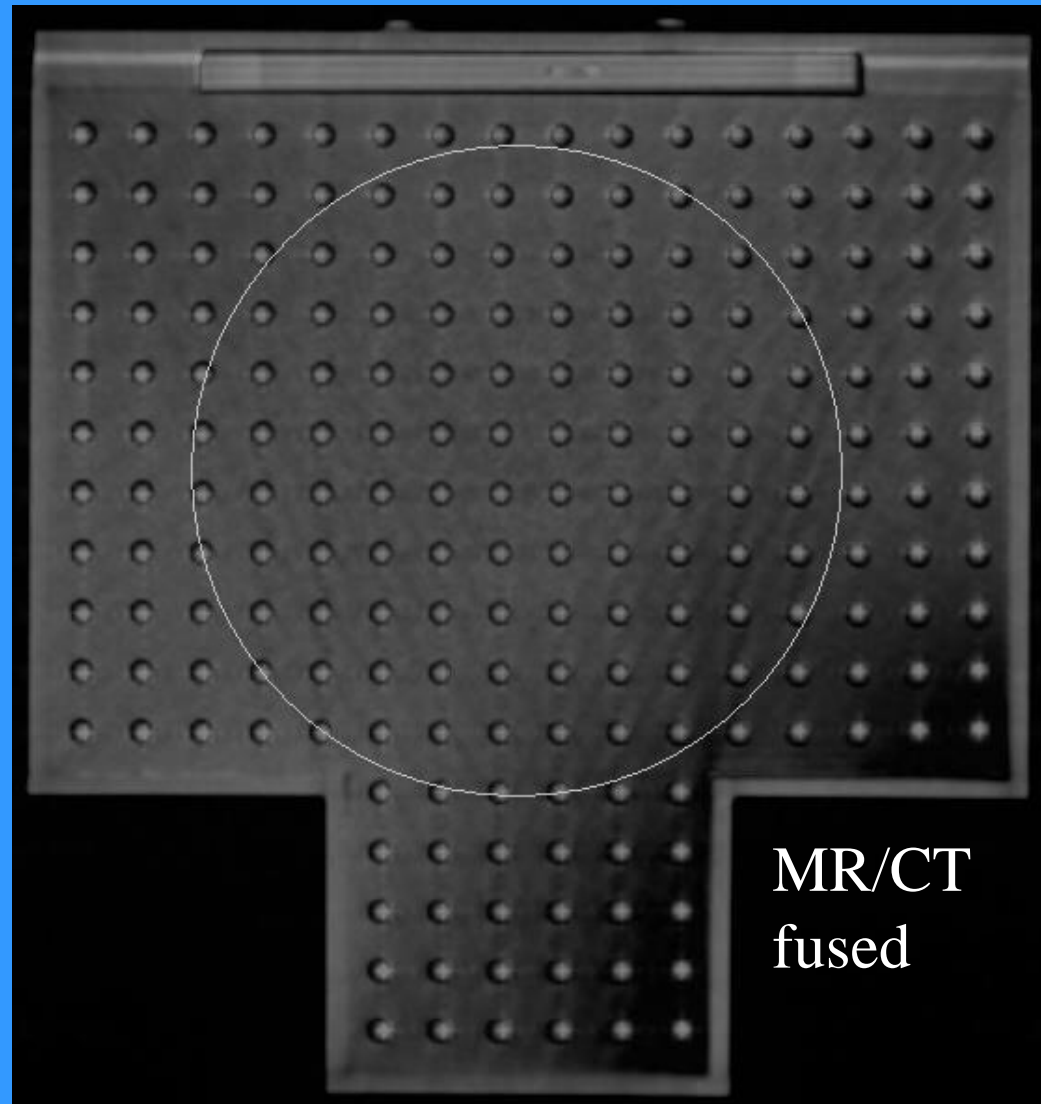
# Μη γραμμικότητα βαθμίδων (gradient non-linearity)



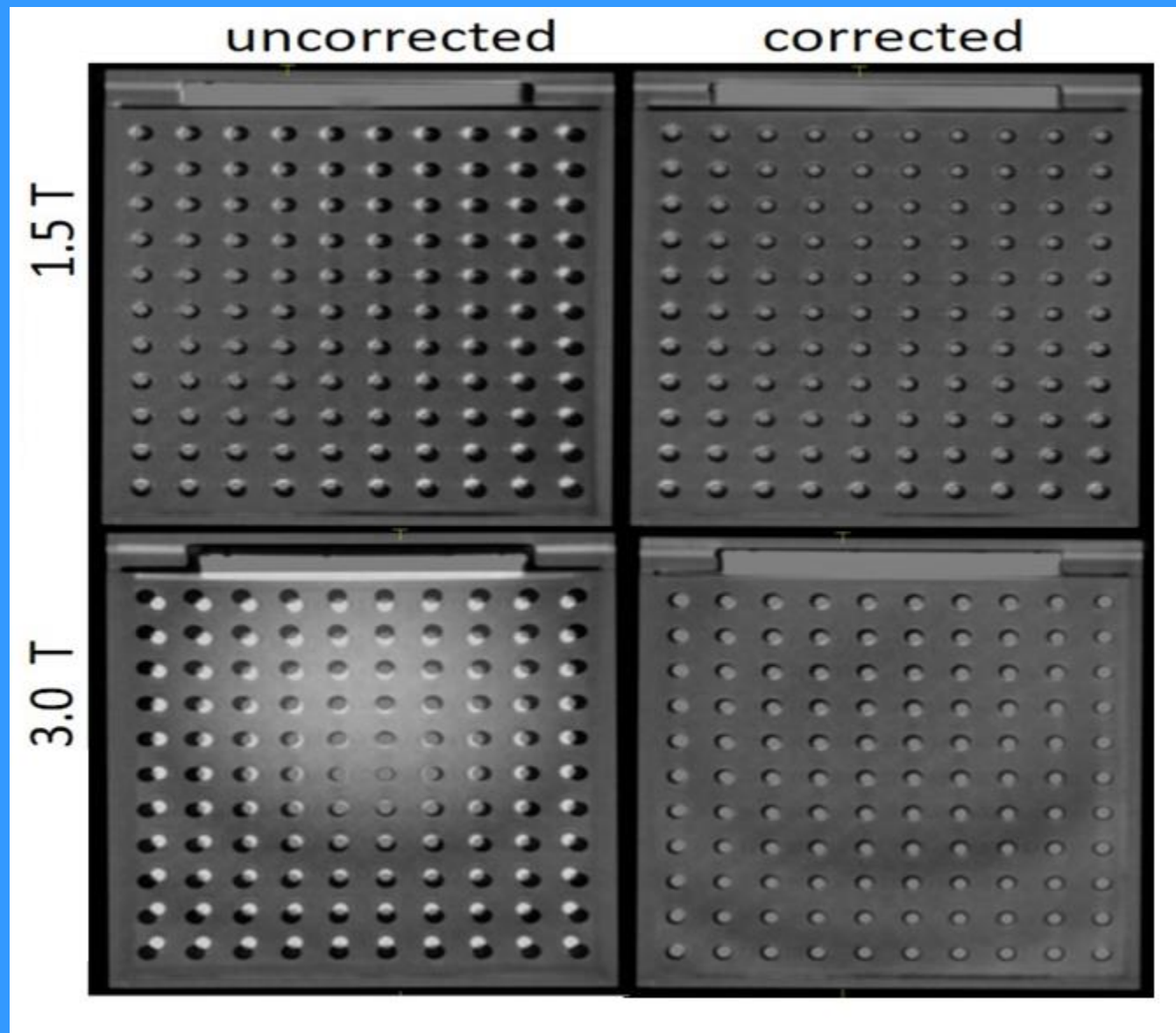
# Μη γραμμικότητα βαθμίδων (gradient non-linearity)



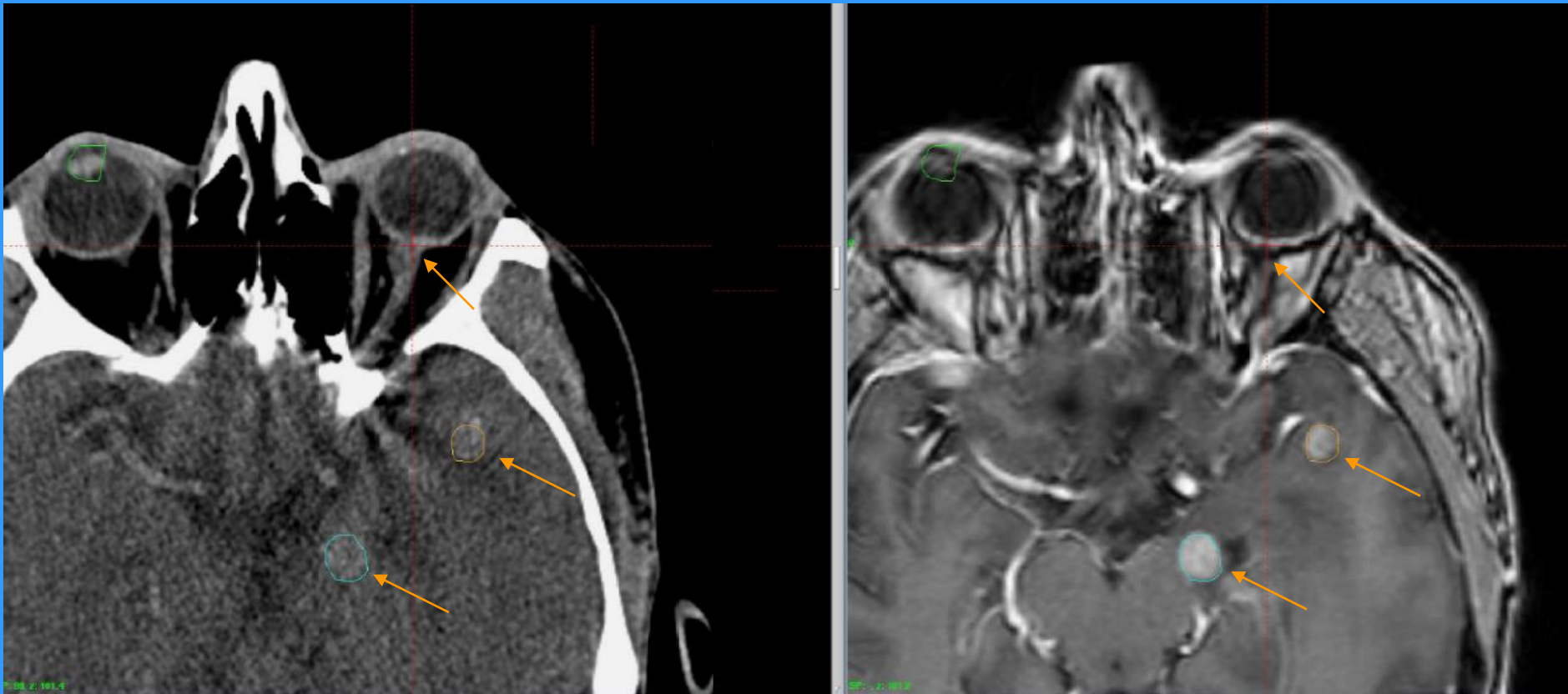
# Μη γραμμικότητα βαθμίδων (gradient non-linearity)



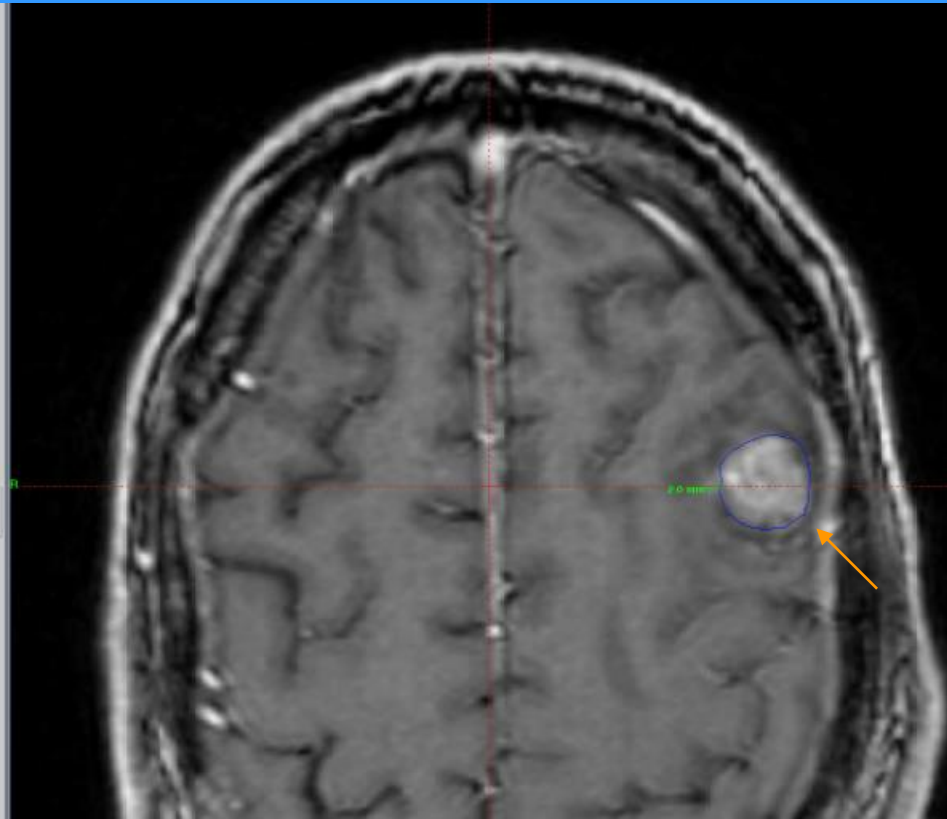
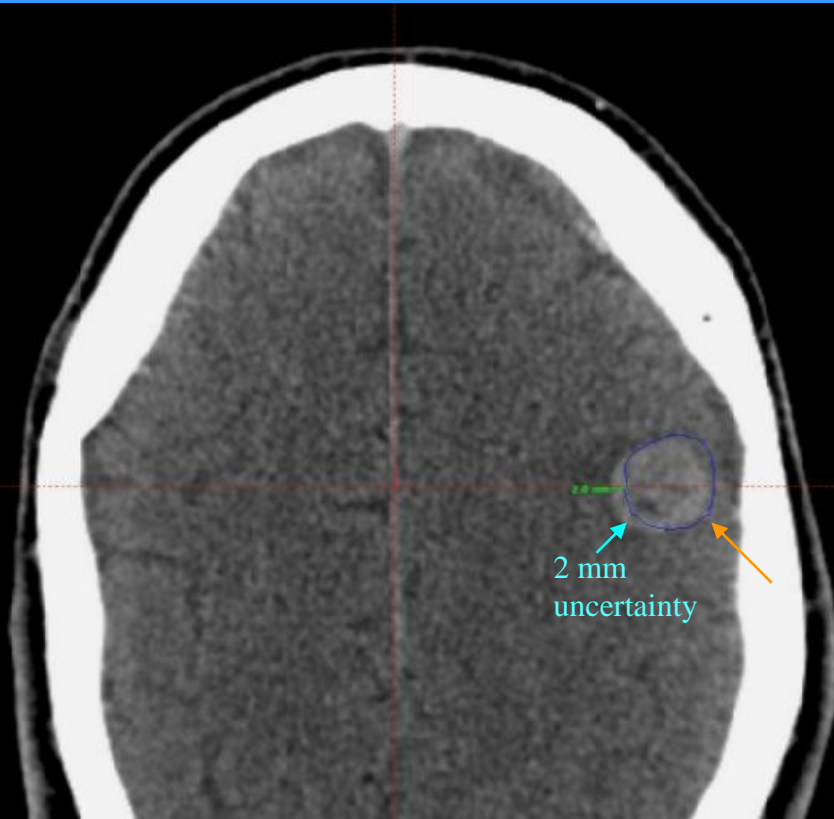
# Μη γραμμικότητα βαθμίδων (gradient non-linearity)



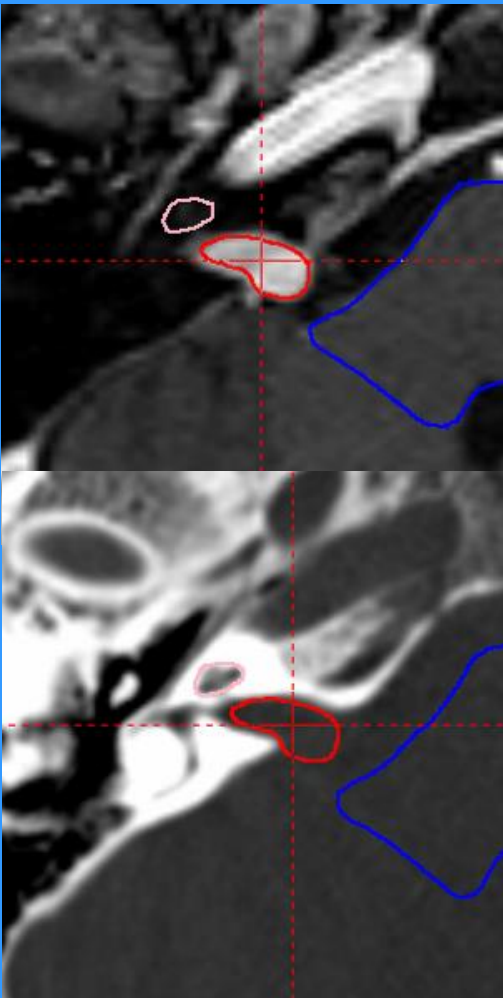
# Cranial contouring uncertainty



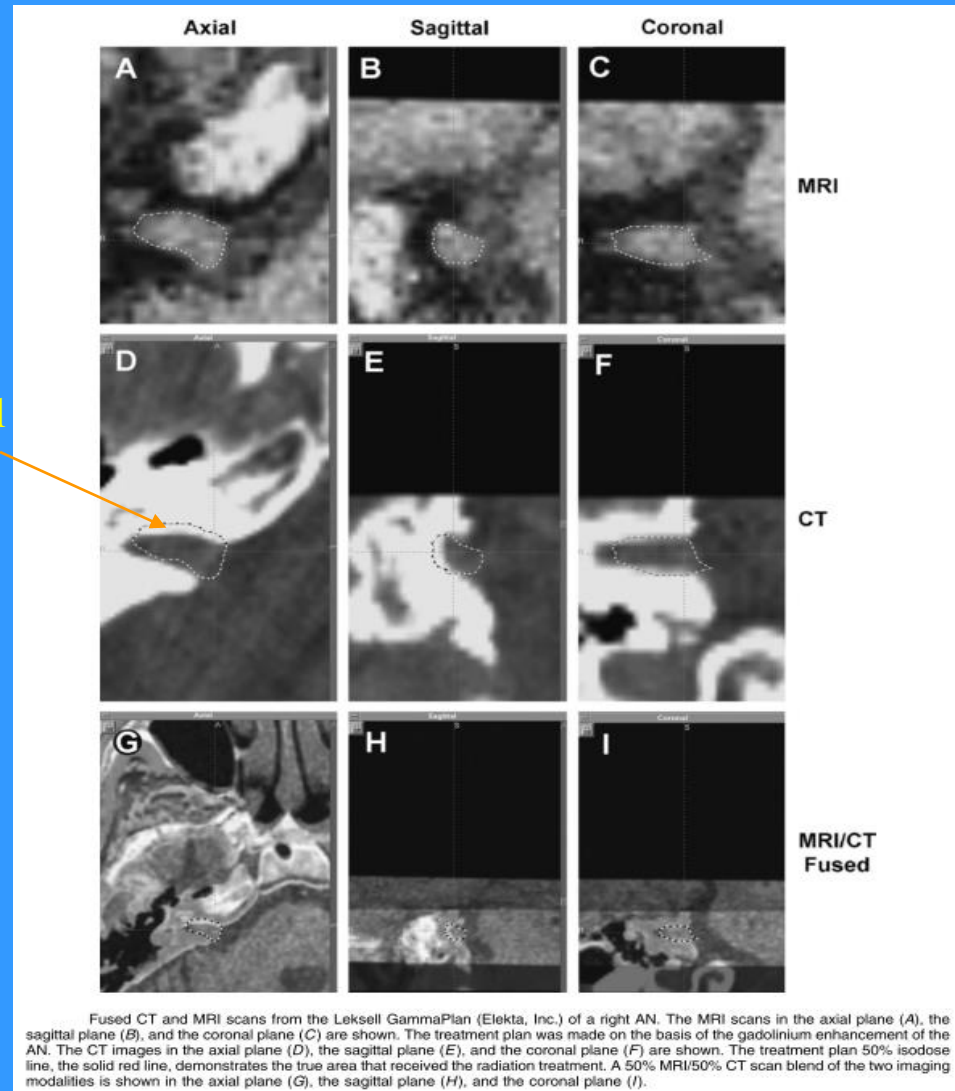
# Cranial contouring uncertainty



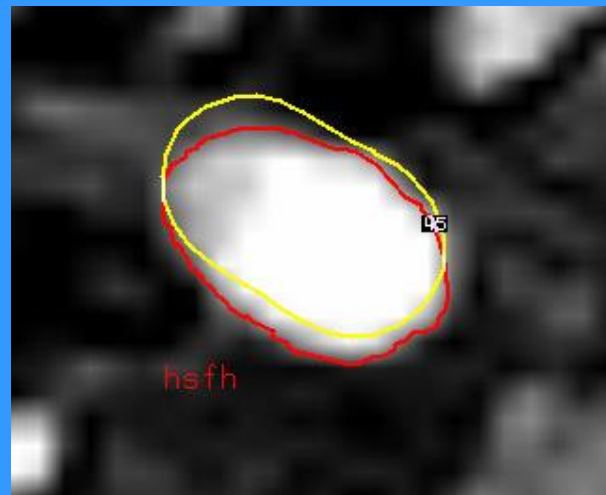
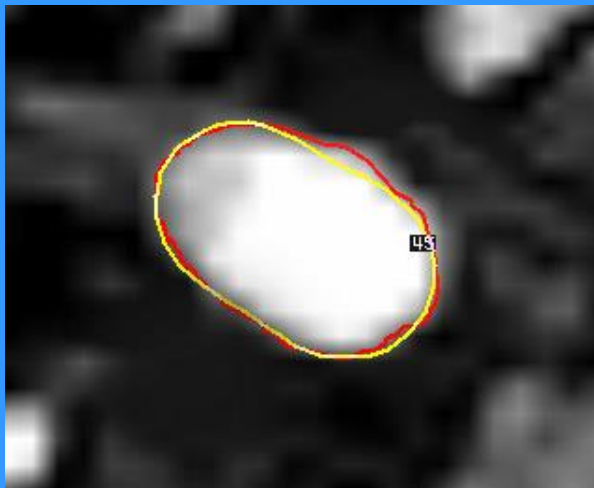
# Cranial contouring uncertainty



2 mm spatial uncertainty



Poetker et al, "Distortion of magnetic resonance images used in gamma knife radiosurgery treatment planning: implications for acoustic neuroma outcomes", *Otology and Neurotology* 26, 1220-1228 (2005)



1 mm shift  
in y

# Cranial contouring uncertainty

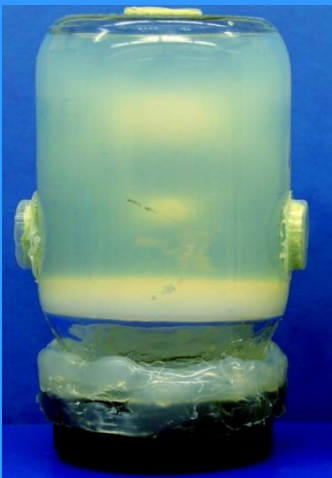


- target localization uncertainties of up to 1.3 mm (mean:  $0.51 \pm 0.37$  mm)
- underdosage of 5%-32% of the prescription dose in 33% of the 96 relatively small (diameter < 2cm) targets investigated.

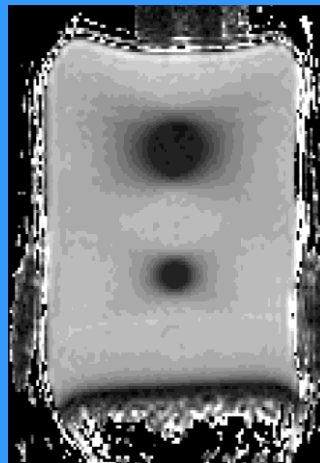
**Karaikos P et al, “A simple and efficient methodology to improve geometric accuracy in gamma knife radiation surgery: Implementation in multiple brain metastases”, IJROBP 90, 1234-1241, 2014**

# Χημική δοσιμετρία πολυμερισμού με ΑΜΣ (Polymer gel / MRI dosimetry)

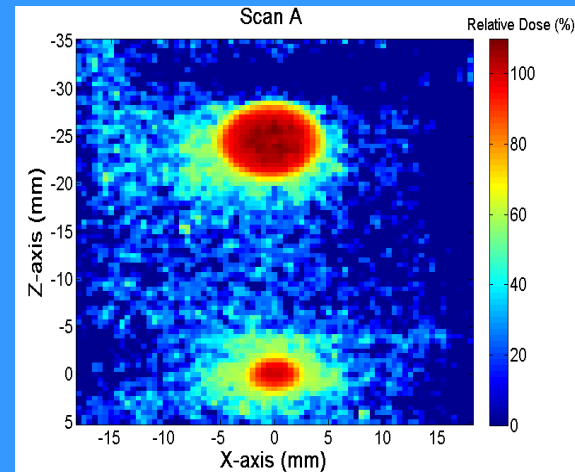
- Τα δοσίμετρα γέλης αποτελούνται από κατάλληλα μονομερή, διεσπαρμένα σε υδατικό διάλυμα γέλης (gel)
- Με ακτινοβολήση, τα μονομερή πολυμερίζονται με συνέπεια την αλλαγή των οπτικών (διαύγεια) καθώς και των NMR χαρακτηριστικών του συστήματος (χρόνος χαλάρωσης T2)
- Η αλλαγή του χρόνου T2 που παρατηρείται είναι άμεσα σχετιζόμενη με τη δόση που απορροφήθηκε από το gel. Συνεπώς, με κατάλληλη βαθμονόμηση, συνδέεται ο χρόνος T2 με την απορροφημένη δόση και οι T2 εικόνες που προκύπτουν από τη μαγνητική τομογραφία του gel μπορούν να μετατραπούν σε χάρτες δόσης



Irradiated gel

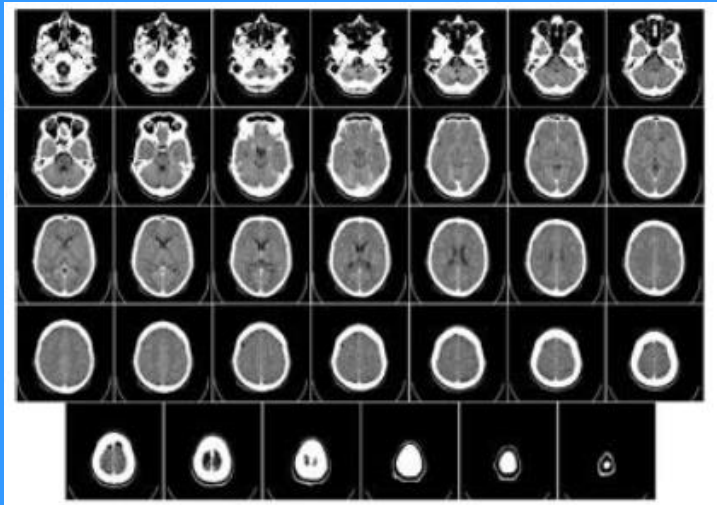


T2 map



Dose map

**Patient-specific phantom created with 3-D printing technology  
and polymer gel dosimetry**  
(RTsafe Co., Greece : [www.rt-safe.com](http://www.rt-safe.com))



Patient CT-images



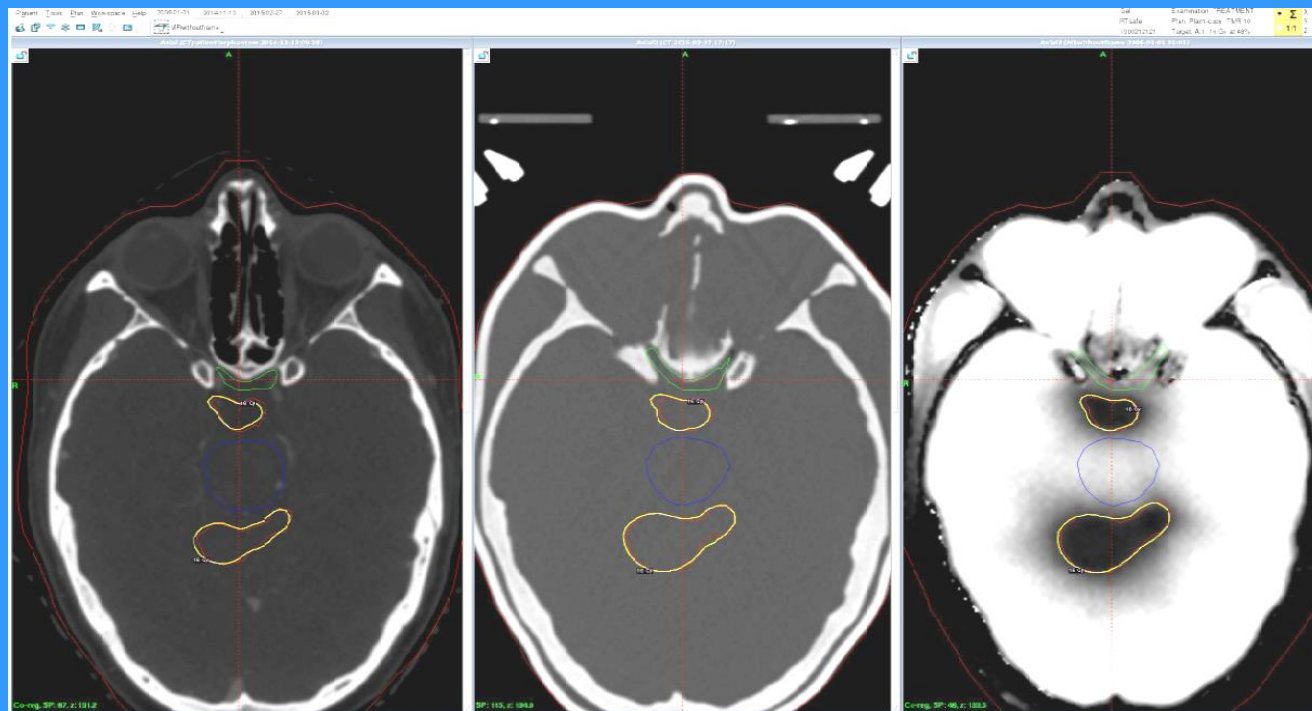
3D printer



Phantom



# Patient-specific phantom created with 3-D printing technology and polymer gel dosimetry



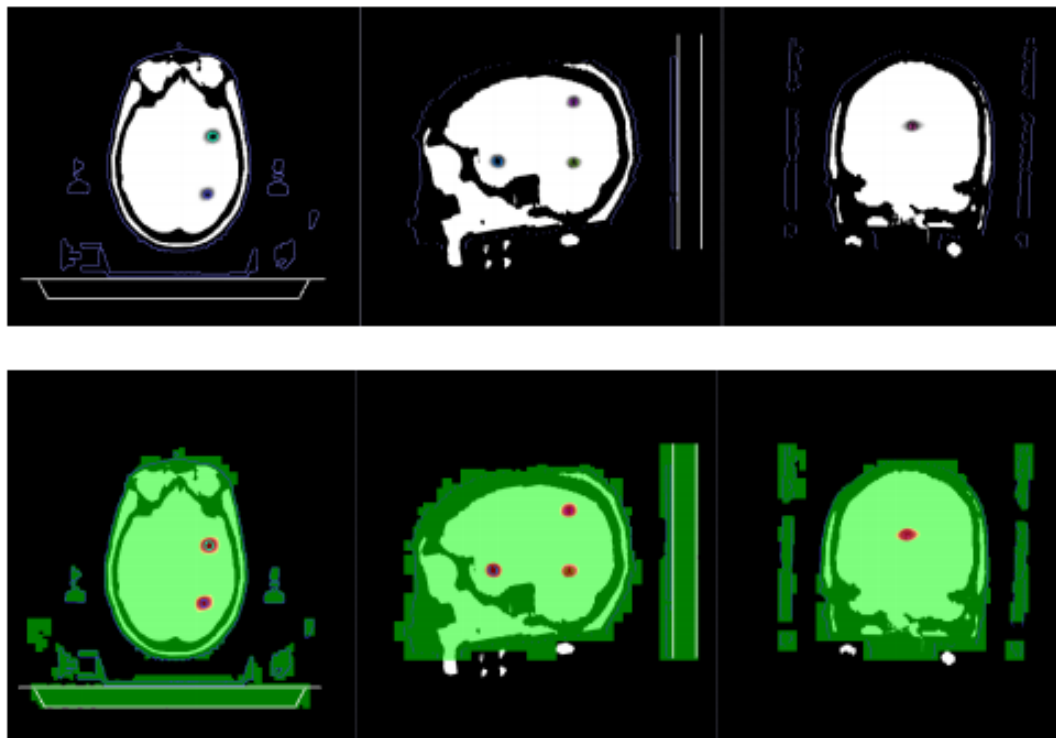
Patient CT

Phantom CT

Phantom MRI

Karaiskos et al, "Use of an innovative patient specific plan verification methodology towards highlighting treatment effectiveness in Gamma Knife SRS treatments", 18<sup>th</sup> Leksell Gamma Knife Society meeting, Amsterdam, May 2016

# Patient-specific phantom created with 3-D printing technology and polymer gel dosimetry



Co-registration of postirradiation MRI images with planning CT and its associated RTstructures and RTdose calculated by ABMP. Color circles are the planning target volumes. The black areas on the MRI image are the actual irradiated volumes. The red color wash areas are the medium-high dose regions (> 50% relative dose) in the plan.

Liu H et al, “Dosimetric validation for an automatic brain metastases planning software using single-isocenter dynamic conformal arcs”, JACMP 17(5), 142-156 (2016)

# Συμπεράσματα

- Η ΑΜΣ μπορεί να συμβάλει σημαντικά στη βελτιστοποίηση της ακτινοθεραπείας και κυρίως στο σχεδιασμό των όγκων στόχων και των κρίσιμων οργάνων
- Χρησιμοποιούνται κυρίως ανατομικές T1 με σκιαγραφικό και T2 (T2 flair) εικόνες
- Η ακρίβεια της ευθυγράμμισης με τις εικόνες της αξονικής τομογραφίας πρέπει να ελέγχεται με προσοχή (σφάλμα από 1-3 mm στο κεφάλι έως και 5 mm στο υπόλοιπο σώμα)
- Η γεωμετρική παραμόρφωση της ΑΜΣ πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στο σχεδιασμό ακτινοθεραπείας (από <3 mm στο κεφάλι μέχρι και > 1cm για πολύ μεγάλα FOV)

## Συμπεράσματα

- Ελέγχουμε ότι η διόρθωση για τη γεωμετρική παραμόρφωση στις MR ακολουθίες είναι ενεργοποιημένη
- Ελέγχουμε την γεωμετρική παραμόρφωση ειδικά σε ακολουθίες που χρησιμοποιούνται για σχεδιασμό ακτινοθεραπείας
- Βελτιστοποιούμε τις ακολουθίες που χρησιμοποιούνται για ακτινοθεραπεία ώστε να εμφανίζουν την ελάχιστη δυνατή γεωμετρική παραμόρφωση

