

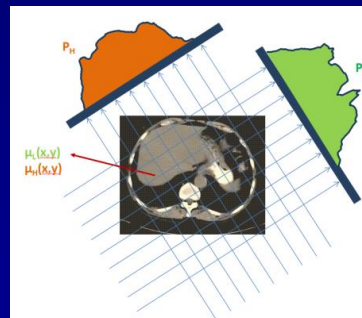
Back to basics

www.ssmr-2018.gr

29 Ιουνίου – 1 Ιουλίου 2018

Ηράκλειο – Κρήτη

Νέες απεικονιστικές μέθοδοι στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος Υπολογιστική τομογραφία



Κώστας Περισυνάκης
Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής



Κινητήρια δύναμη τεχνολογικής εξέλιξης της ΥΤ

Μεγάλη έκταση
απεικονιζόμενης
περιοχής

Μικρός χρόνος

Ισοτροπική ΔΙ

Για να καλυφθούν ανάγκες για

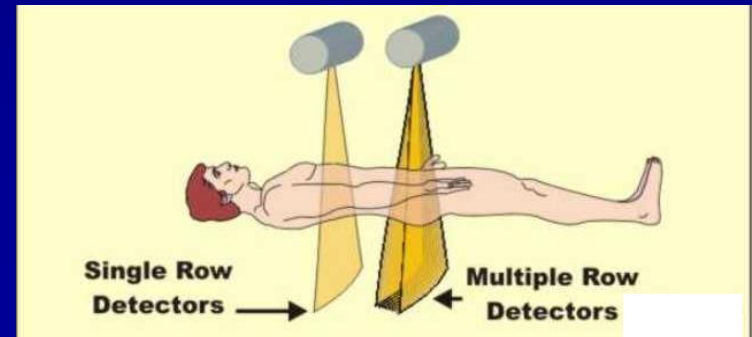
- Αξιόπιστη CT αγγειογραφία/απεικόνιση μυοκαρδίου
- Αξιόπιστη μελέτες αιμάτωσης (perfusion CT)
- Μικρότερη ακτινική επιβάρυνση για εξεταζόμενο

12

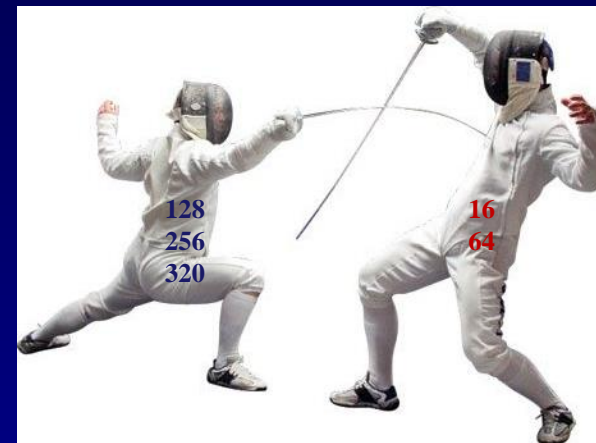
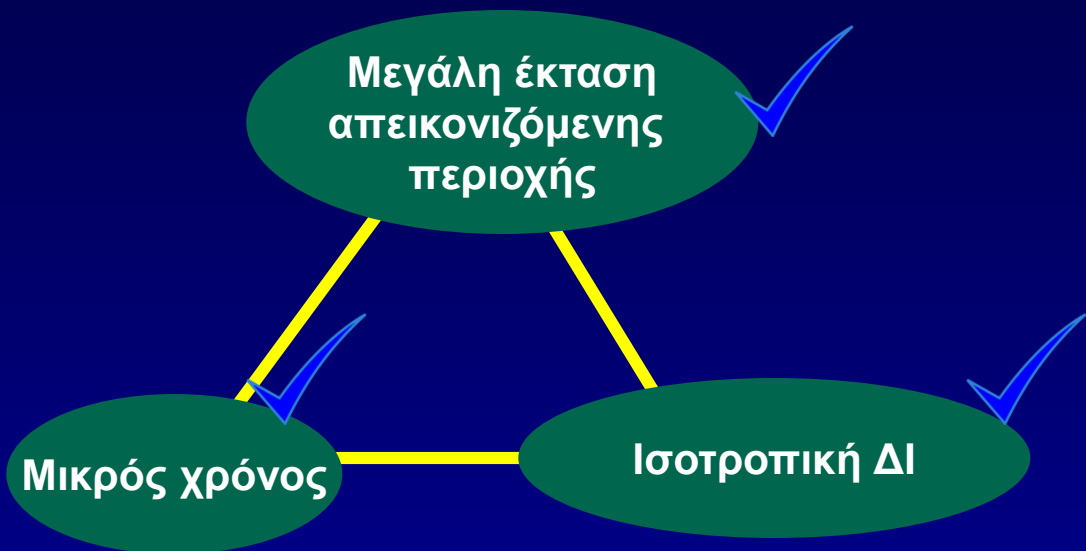
➤ 2000-2010 “CT Slice War”

– Από ‘thin’ σε ‘thick fan geometry’

- 2000: 1-4 τομές ανά περιστροφή
- 2010: 64-320 τομές ανά περιστροφή



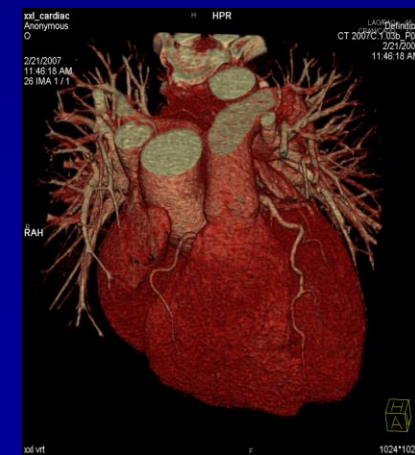
Η εξέλιξη του ... πολέμου



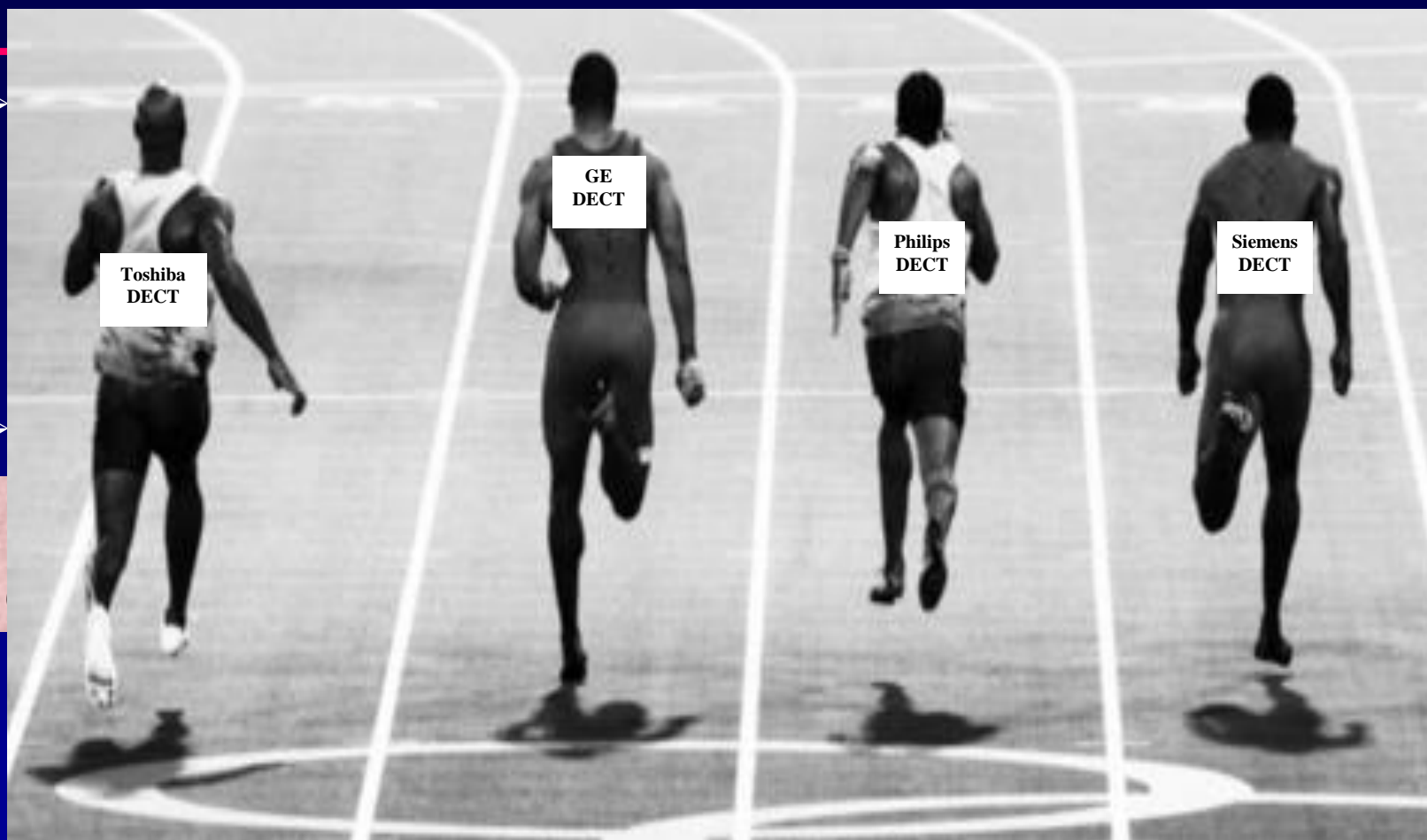
2010: ο πόλεμος φτάνει σε ύφεση

διότι

- η ποιότητα απεικόνισης με ΥΤ πλέον δεν αφήνει περιθώρια βελτίωσης
- Μικρό το αναμενόμενο όφελος από 'μεγαλύτερη ταχύτητα' η 'καλύτερη ΧΔΙ'



Το νέο 'casus belli'



ργειας

2010-σήμερα: τεχνολογικός πόλεμος απεικόνισης CT δύο ενεργειών
(dual energy CT war)



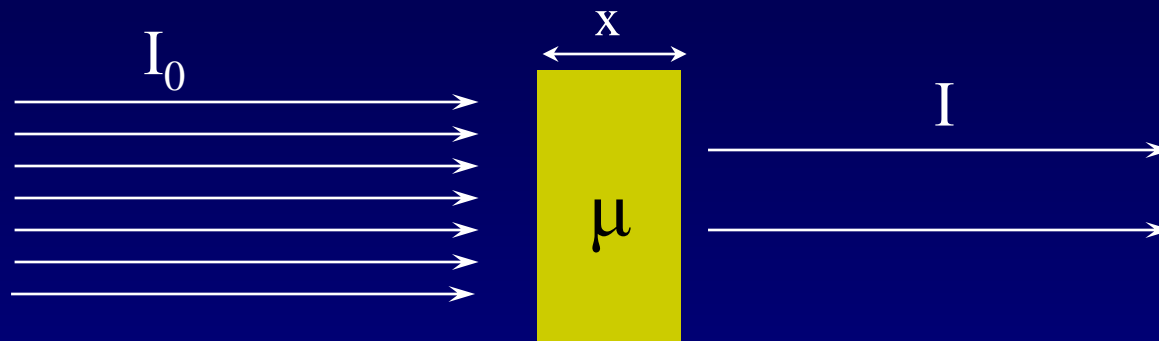
Σκοπός

- Βασικές φυσικές αρχές ΥΤΔΕ
- Πλεονεκτήματα ΥΤΔΕ σε σχέση με τη συμβατική ΥΤΜΕ
- Τι μπορεί να προσφέρει η ΥΤΔΕ στην απεικόνιση μυοσκελετικού;

Βασικές φυσικές αρχές ΥΤΔΕ



Εξασθένιση ακτίνων X όταν διαπερνούν υλικά

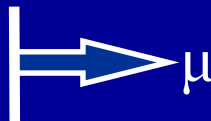


$$I = I_0 e^{-\mu \cdot x}$$

$$\ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot x$$

Η πιθανότητα ενός φωτονίου να αλληλεπιδράσει και να εγκαταλείψει τη δέσμη
Εξαρτάται από:

- το πάχος του υλικού που διαπερνά η δέσμη
- το είδος του υλικού (Z, ρ)
- ενέργεια φωτονίων



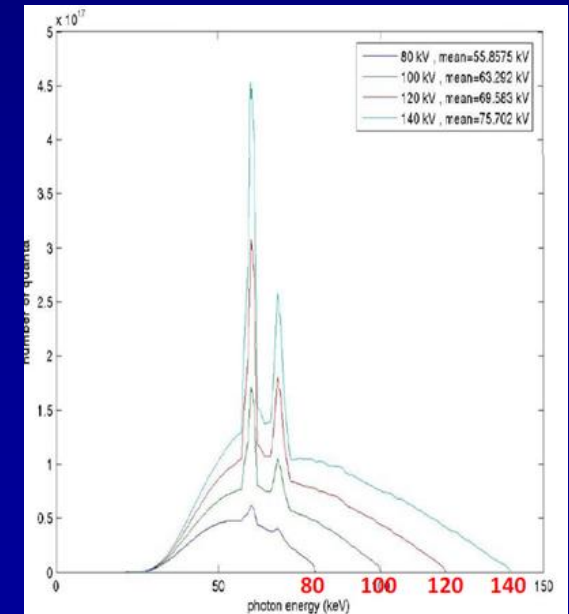
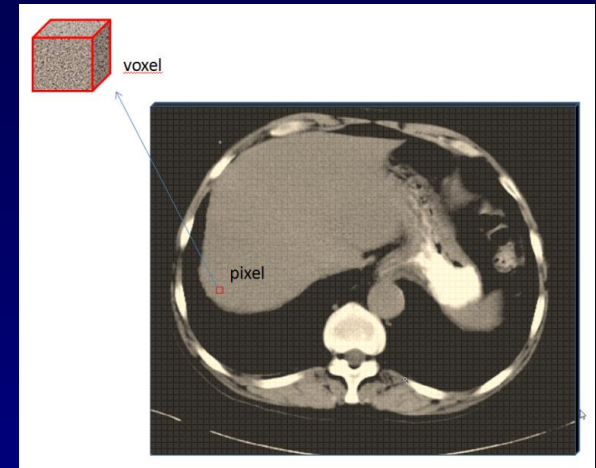
Η εικόνα ΥΤ

- Αντιστοιχεί σε μία φέτα (slice) του ασθενούς
- Η τιμή κάθε pixel της εικόνας (CT_{ij}) καθορίζεται από τη μέση τιμή μ των ιστών που περιλαμβάνει στο αντίστοιχο voxel p_{ij} (εκφρασμένη σε HU)

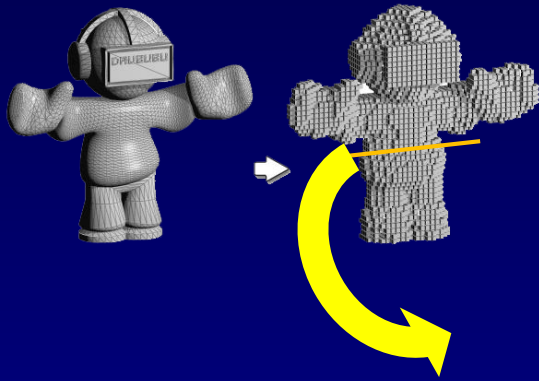
$$CT_{i,j} = 1000 \cdot \frac{\mu_{(i,j)} - \mu_{water}}{\mu_{water}}$$

Όμως $\mu_{(i,j)}$ και μ_{water}

- Εξαρτώνται από την ενέργεια δέσμης (CT beam energy)
- Αντιστοιχούν στην μέση ενέργεια της δέσμης



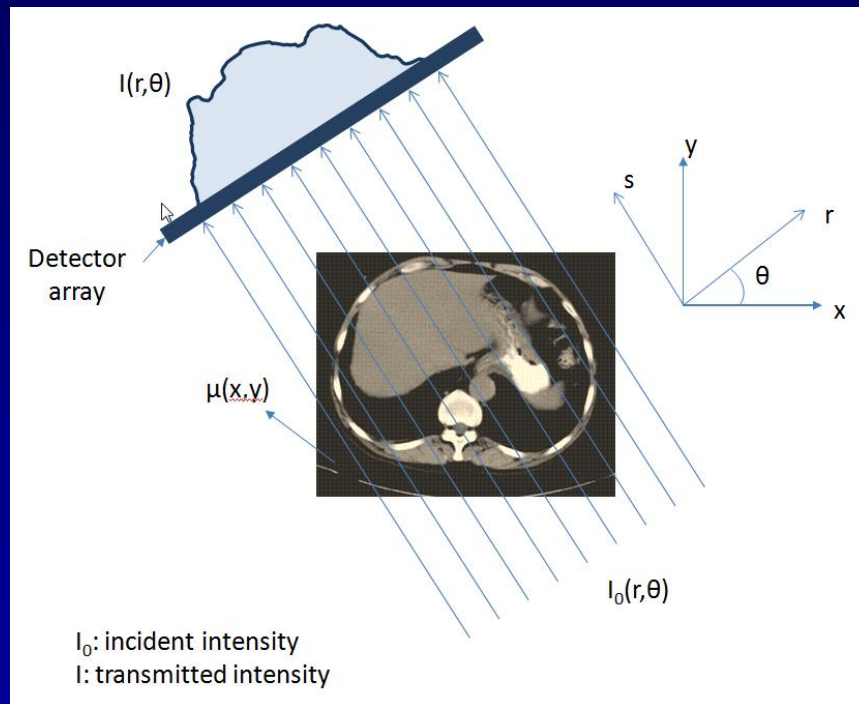
Ο σκοπός της απεικόνισης ΥΤΜΕ (SECT)



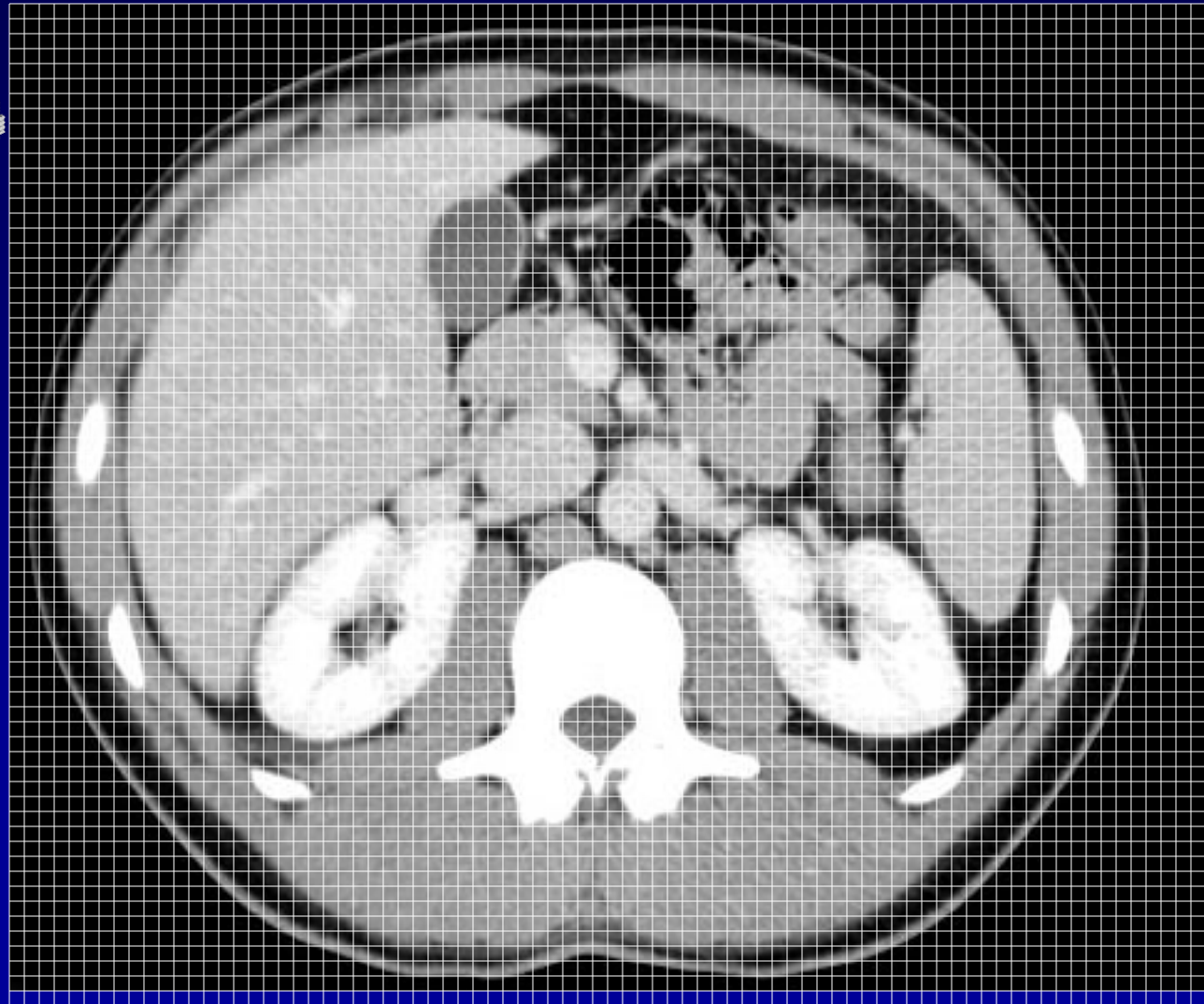
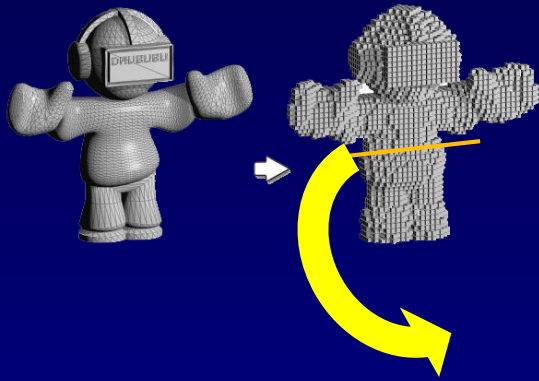
$\mu(1,1)$	$\mu(2,1)$	$\mu(3,1)$	$\mu(4,1)$						$\mu(512,1)$
$\mu(1,2)$									
$\mu(1,3)$					$\mu(x,y-1)$				
$\mu(1,4)$			$\mu(x-1,y)$	$\mu(x,y)$	$\mu(x+1,y)$				
				$\mu(x,y+1)$					
$\mu(1,N)$									$\mu(512,512)$

- Να καθοριστούν $\mu_{(i,j)}$ για
 $i=1-512$
 $j=1-512$

Πώς υπολογίζονται τα $\mu_{(i,j)}$?



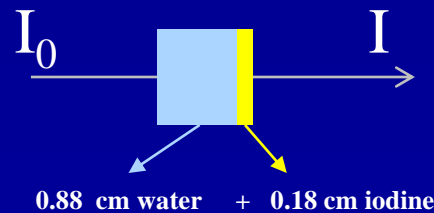
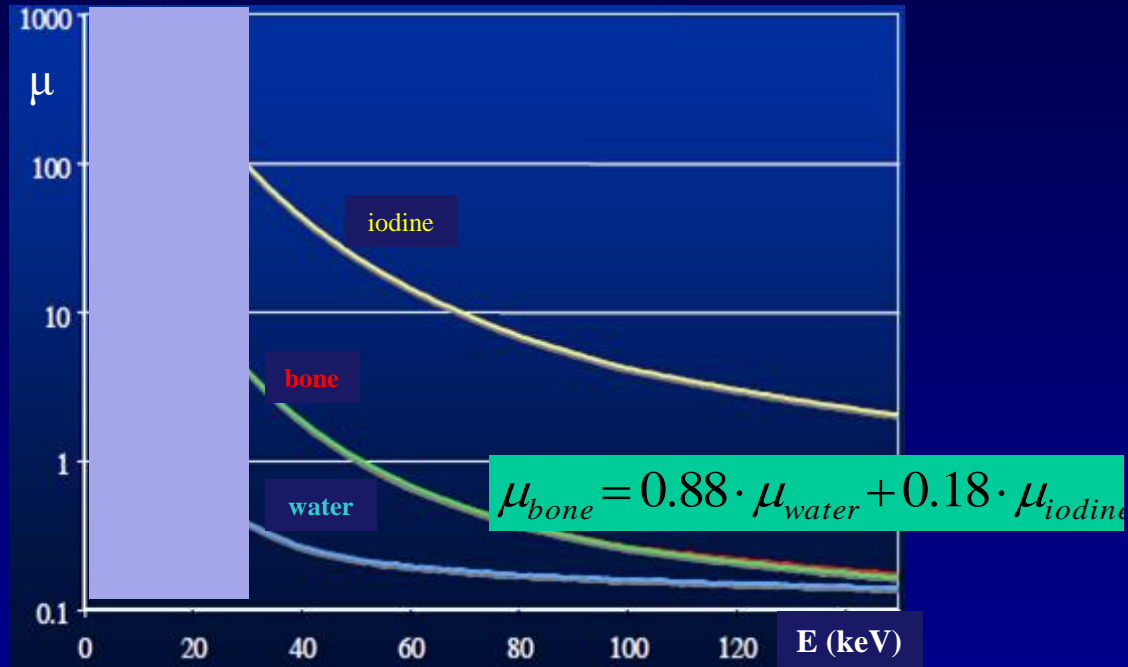
Η τελική εικόνα



Τα $\mu_{(i,j)}$

- Εξαρτώνται από την ενέργεια δέσμης (CT beam energy)
- Αντιστοιχούν στην μέση ενέργεια της δέσμης

Η αρχή της αποσύνθεσης σε δύο βασικά υλικά (decomposition to basis materials principle)



Η αρχή της αποσύνθεσης σε δύο βασικά υλικά στην ΥΤ

- Θεωρούμε
 - Ένα voxel μιας εικόνας CT
 - Δύο υλικά βάσης: Ca (bone) και νερό (soft tissue)
- Η τιμή μ του voxel μπορεί να γραφεί ως

$$\mu_E = k_{Ca} \cdot \mu_{Ca,E} + k_w \cdot \mu_{w,E}$$

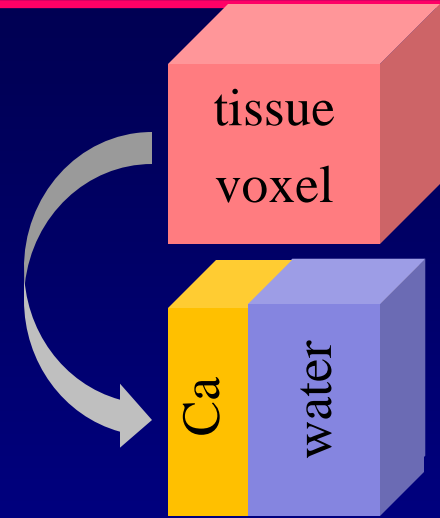
όπου

E : η μέση ενέργεια δέσμης (**known**)

$\mu_{Ca,E}$, $\mu_{w,E}$: οι γραμμ. συντ. εξασθένισης για Ca (bone) και νερό (**known**)

μ_E : ο γραμμ. συντ. εξασθένισης του voxel (i,j) (**unknown**)

k_{Ca} , k_w : εκφράζουν το κλάσμα Ca και νερού στο voxel (**unknown**)



ΥΤΜΕ : ‘ποια είναι η τιμή μ για κάθε voxel για την μέση ενέργεια της δέσμης του ΥΤ

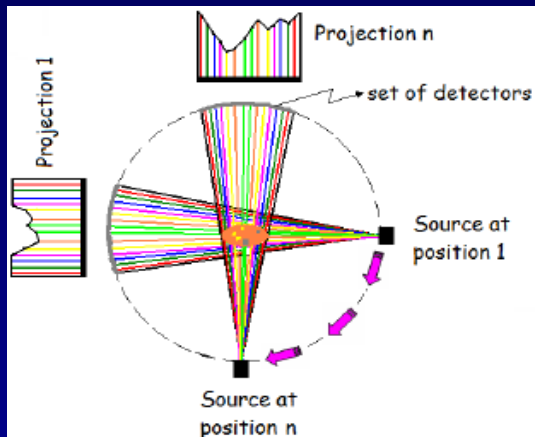
ΥΤΔΕ: ‘ποια είναι τα κλάσματα k_{Ca} και k_w για κάθε voxel’

ή

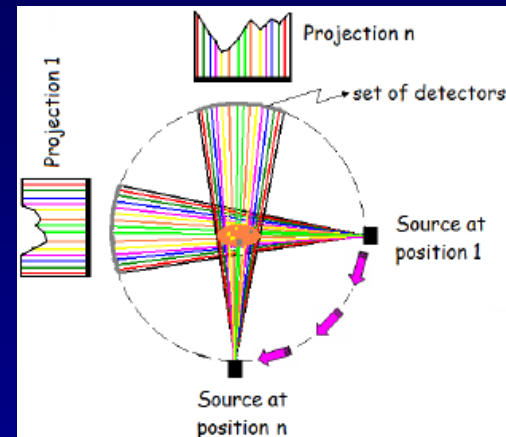
‘ποια είναι η τιμή μ για κάθε voxel για οποιαδήποτε ενέργεια δέσμης’

ΥΤΔΕ: λήψη προβολών με δύο δέσμες διαφορετικής ενέργειας

Λήψη προβολών με δέση χαμηλής ενέργειας (E_{low})



Λήψη προβολών με δέση υψηλής ενέργειας (E_{high})



Αλγόριθμος
ανασύστασης

- ✓ Εικόνες συγκέντρωσης βασικών υλικών
- ✓ Εικόνες ΥΤ σε οποιαδήποτε ενέργεια δέσμης

Πλεονεκτήματα ΥΤΔΕ σε σχέση με τη συμβατική ΥΤΜΕ

Βέλτιστη ποιότητα εικόνας για την συγκεκριμένη παθολογία

ΥΤΜΕ: λήψη προβολών για δέσμη 120 kV ανεξάρτητα από το
διαγνωστικό πρόβλημα

(εικόνες που αντιστοιχούν σε μέση ενέργεια $E \approx 77 \text{ keV}$)

ΥΤΔΕ:

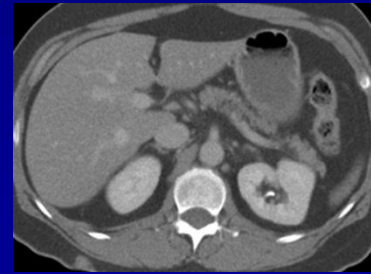
80 kV
(mean $E \approx 60 \text{ keV}$)

Contrast \uparrow
noise \uparrow



140 kV
(mean $E \approx 86 \text{ keV}$)

Contrast \downarrow
noise \downarrow



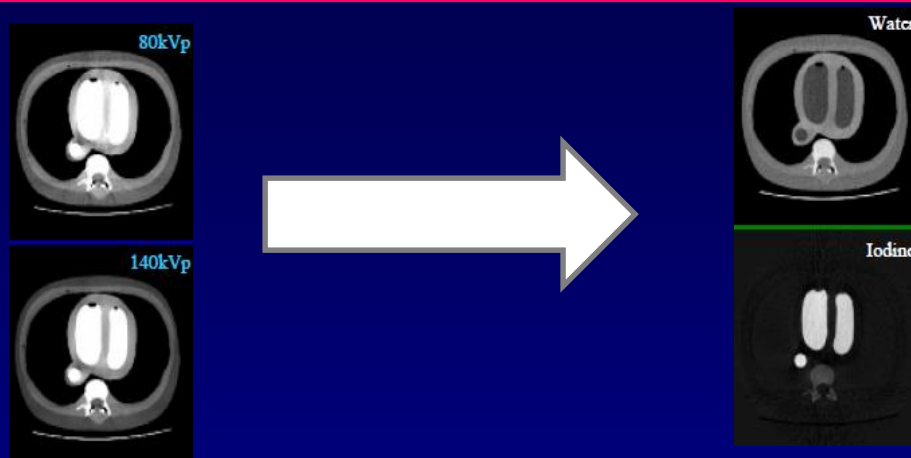
Εικόνες σε
οποιαδήποτε ενέργεια
(70 keV)

Γραμμικός συνδυασμός
80 & 140 kVp
Βέλτιστο contrast/noise



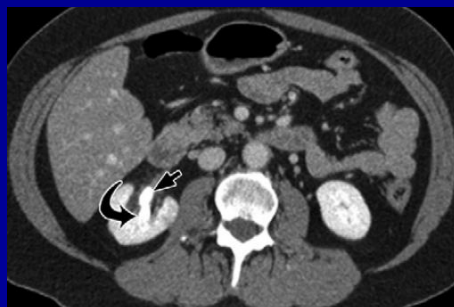
► Δεν απαιτείται πλέον 'wise kV selection' πριν την εξέταση

Εικόνες συγκέντρωσης δύο βασικών υλικών : π.χ. νερό (soft tissue) και ιώδιο (contrast media)



Ιδεατή απεικόνιση χωρίς σκιαγραφικό
[Virtual non-contrast (VNC) imaging]

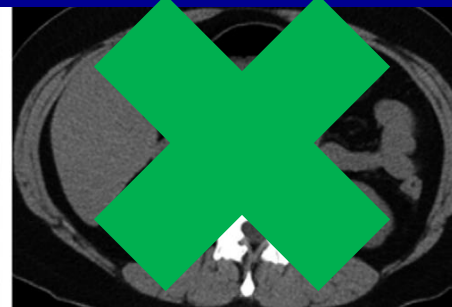
Εικόνα μετά τη
χορήγηση σκιαγραφικού



VNC image

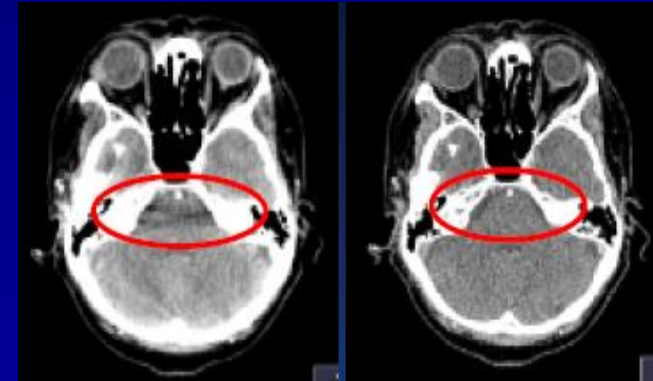
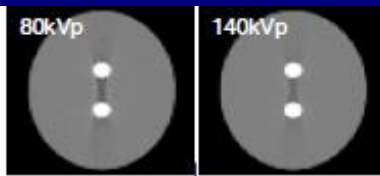
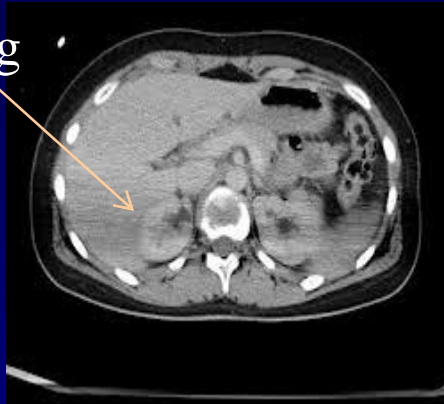


Συμβατική εικόνα
πριν το σκιαγραφικό

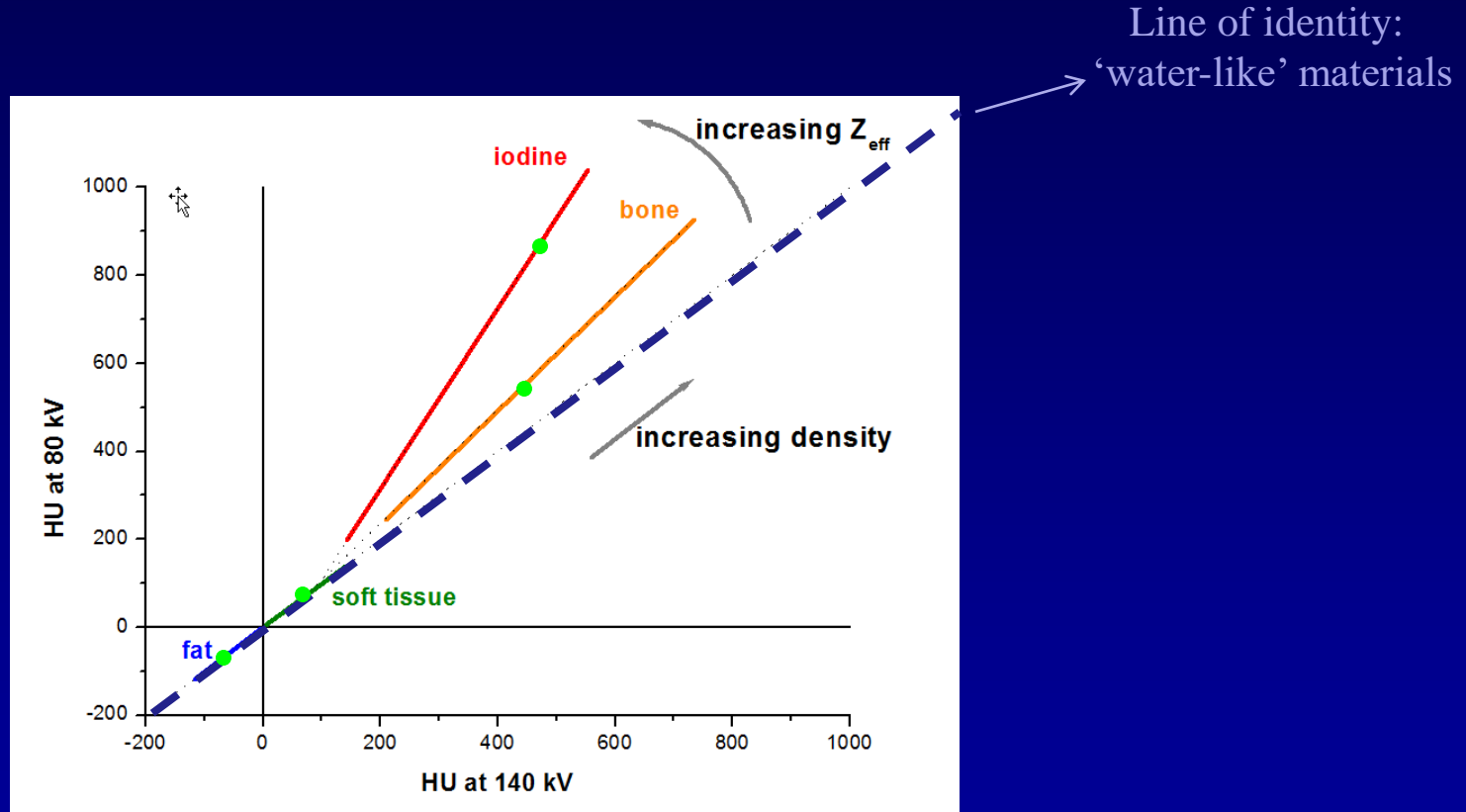


Δυνατότητα απόλειψης του φαινομένου σκλήρυνσης δέσμης (beam hardening artifacts)

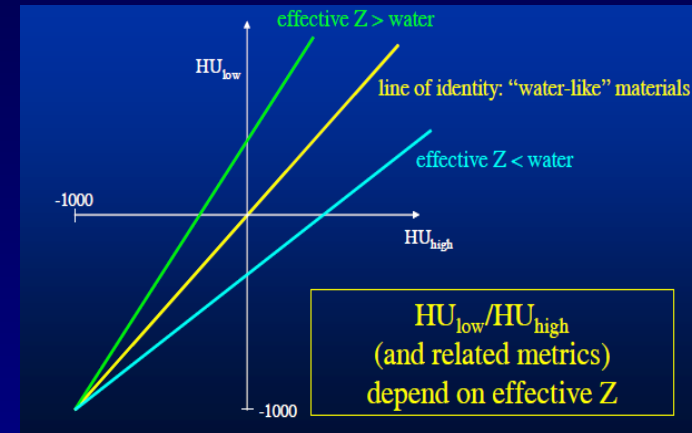
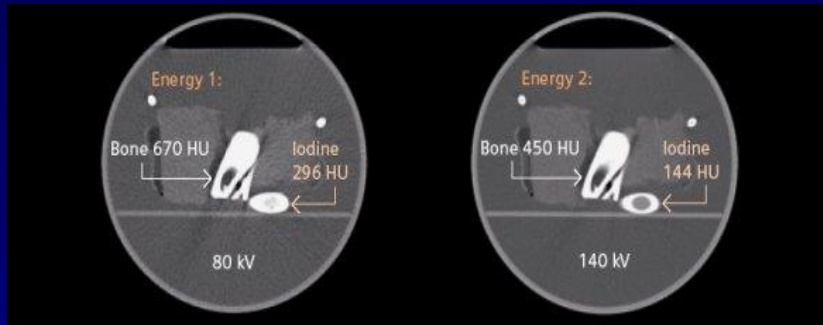
Beam hardening



Ο λόγος HU_{low} και HU_{high} εξαρτάται από το είδος ιστού



Καθορισμός της χημικής σύστασης του ιστού σε κάθε voxel μέσω HU_{low} , HU_{high}



- Dual Energy Index (DEI):

Tissue	DEI
Bone	0.1148
Liver	0.0011
Lung	-0.0021
Soft tissue	-0.0052
Skin	-0.0064
Proteins	-0.0087
Fat	-0.0194
Gall fluid	-0.0200

$$DEI = \frac{HU_{80} - HU_{140}}{HU_{80} + HU_{140} + 2000}$$

Διαφορετικοί κατασκευαστές – διαφορετική τεχνολογική προσέγγιση ΥΤΔΕ



SIEMENS
Dual Source


kV Switching

 **PHILIPS**
Dual-Layer

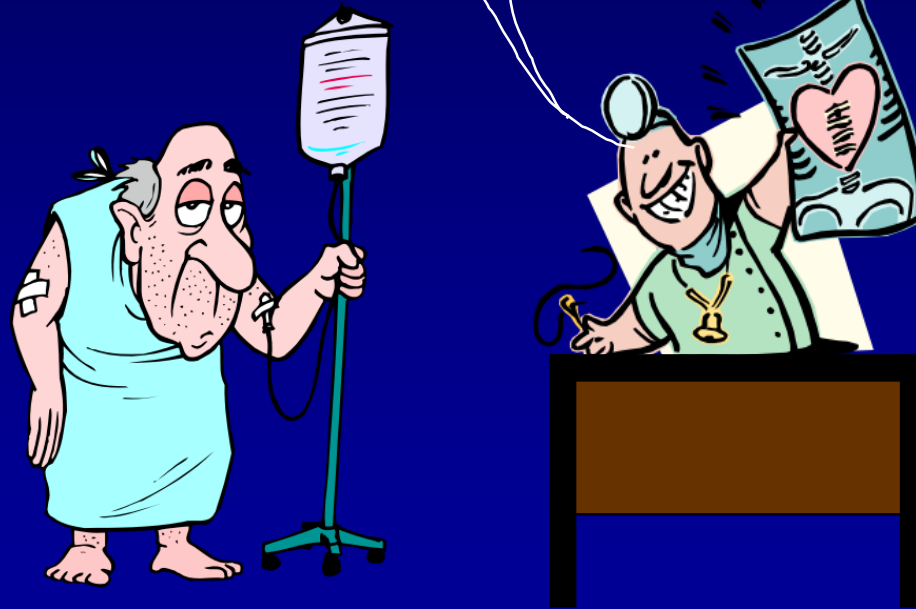
TOSHIBA
kVp Switching Between Gantry Rotations



Gantry Rotation
High Tube Voltage
Low Tube Voltage

Τι ισχύει με την ακτινική επιβάρυνση;

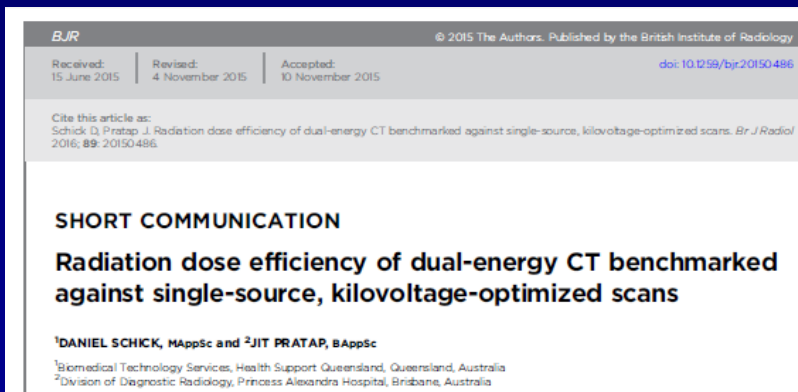
It took a lot of x-rays but we finally discovered what is wrong with you. You are suffering from excessive exposure to radiation.



Η ερώτηση του 1Μ€

‘Η ΥΤΔΕ συνδέεται με αυξημένη ακτινική επιβάρυνση;’

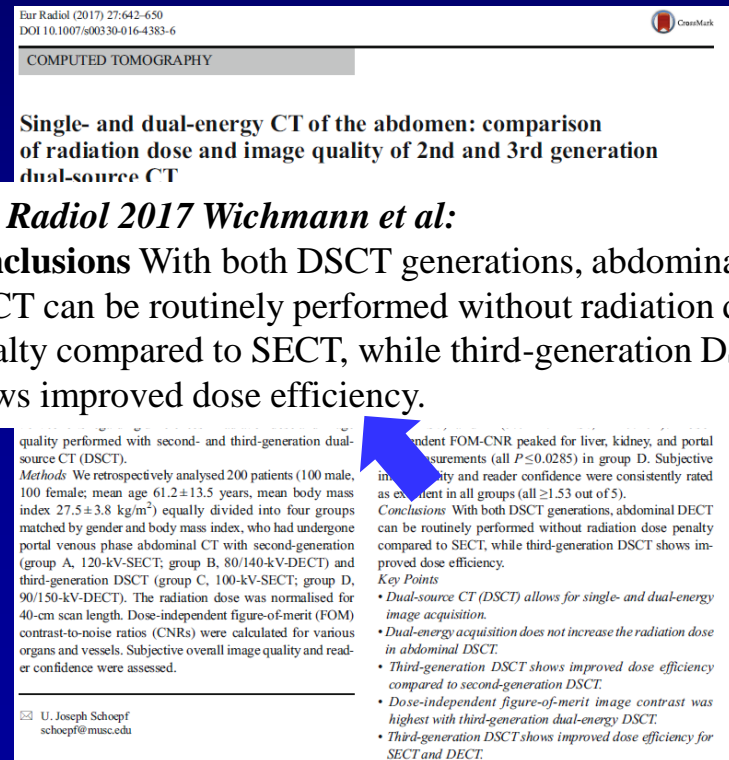
Αντικρουόμενες απόψεις/δεδομένα υπάρχουν στη βιβλιογραφία.



BJR 2016 Shick and Pratar:

Advances in knowledge: DECT on a dual-source CT scanner may require a radiation dose increase to maintain unenhanced soft-tissue contrast detectability, particularly for smaller patients.

and 100/140 kVp (dual energy). Noise in a 30-cm-diameter water phantom and SDNR within unenhanced soft-tissue regions of a small adult (50 kg/165 cm) anthropomorphic phantom were utilized for the assessment.
Results: Water phantom image noise decreased with DECT compared with the lower noise SECT setting of 100 kVp. Subjective contrast detectability was improved with DECT compared with kilovoltage-optimized SECT, particularly for smaller patients.
Advances in knowledge: DECT on a dual-source CT scanner may require a radiation dose increase to maintain unenhanced soft-tissue contrast detectability, particularly for smaller patients.



ΥΤΔΕ έναντι ΥΤΜΕ: σύγκριση δοσιμετρικής επιβάρυνσης

Dual-Energy Computed Tomography



Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2

Reza Forghani, MD, PhD^{a,*}, Bruno De Man, PhD^b,
Rajiv Gupta, MD, PhD^c

KEYWORDS

- Dual-energy CT • Virtual monochromatic images • Weighted average images
- Basis material decomposition • Iodine maps • Virtual unenhanced images
- Spectral Hounsfield unit attenuation curves • Workflow

KEY POINTS

- Most clinically used dual-energy computed tomography (DECT) scanners can be used in single-energy or dual-energy mode, except for the layered detector scanners that always acquire data in dual-energy mode.
- DECT scans can be routinely obtained with acceptable doses similar to single-energy CT (SECT), with similar or even slightly better quality (or, conversely, lower dose for the same image quality) in some instances.
- Acquisition in DECT mode also enables generation of additional reconstructions or more sophisticated quantitative analysis not possible with conventional SECT acquisition.
- Commonly used DECT image reconstructions include virtual monochromatic images, weighted average or blended images, and material decomposition maps.
- Workflow friendly implementation is a key consideration and important for implementation of DECT into routine clinical practice.

DUAL-ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY IMPLEMENTATION AND USAGE IN CLINICAL PRACTICE: PRACTICAL CONSIDERATIONS

Different Modes of Acquisition with Current Dual-Energy Computed Tomography Scanners and Implications

Most dual-energy computed tomography (DECT) scanners currently in clinical use, such as

dual-source scanners (Siemens AG, Forchheim, Germany) or rapid kilovolt peak (kVp) switching scanners (GE Healthcare, Waukesha, WI), can perform acquisitions in either single-energy computed tomography (SECT) or DECT mode. Indeed, in practice, when the additional information provided by the DECT mode is deemed to be superfluous for the clinical question at hand,

Disclosures: R. Forghani has acted as a consultant for GE Healthcare and has served as a speaker at lunch and learn sessions titled "Dual-Energy CT Applications in Neuroradiology and Head and Neck Imaging" sponsored by GE Healthcare at the 27th and 28th Annual Meetings of the Eastern Neuroradiological Society in 2015 and 2016 (no personal compensation or travel support for these sessions). B. De Man is CT Business Portfolio Leader and Manager of Image Reconstruction Laboratory, GE Global Research. R. Gupta declares no relevant conflict of interest.

^a Department of Radiology, Segal Cancer Centre and Lady Davis Institute for Medical Research, Jewish General Hospital, McGill University, Room C-212.1, 3755 Cote Sainte-Catherine Road, Montreal, Quebec H3T 1E2, Canada; ^b GE Global Research, One Research Circle, KWC1300B, Niskayuna, NY 12309, USA; ^c Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, 55 Fruit Street, Boston, MA 02114, USA

* Corresponding author.

E-mail address: rforghani@jgh.mcgill.ca

Dual-energy computed tomography: essentials

- Basic DECT reconstructions generated for routine clinical interpretation have *at least* similar quality to conventional SECT images acquired with a similar dose.
- With current clinical scanners, DECT acquisition with an acceptable radiation dose similar to that of SECT is possible on a routine basis.
- Acquisition in DECT mode also enables generation of additional reconstructions or more sophisticated quantitative analysis not possible with conventional SECT acquisitions.



Τι μπορεί να προσφέρει η ΥΤΔΕ στην απεικόνιση μυοσκελετικού;

Κλινικές εφαρμογές ΥΤΔΕ στην απεικόνιση ΜΣ

Παρόν	Εγγύς μέλλον
Ανίχνευση ουρικών αλάτων (ουρική αρθρίτιδα)	Ανάλυση τενόντων/συνδέσμων
Μείωση σφαλμάτων από παρουσία μεταλλικών πρόσθετων (Metal artifact reduction)	Αρθρογραφία
Ανίχνευση οιδήματος μυελού των οστών	Ανίχνευση οστικών μεταστάσεων
	Καθορισμός/ανάλυση οστικής πυκνότητας

Μείωση τεχνικών σφαλμάτων λόγω μεταλλικών πρόσθετων (Metal artifact reduction: MAR)

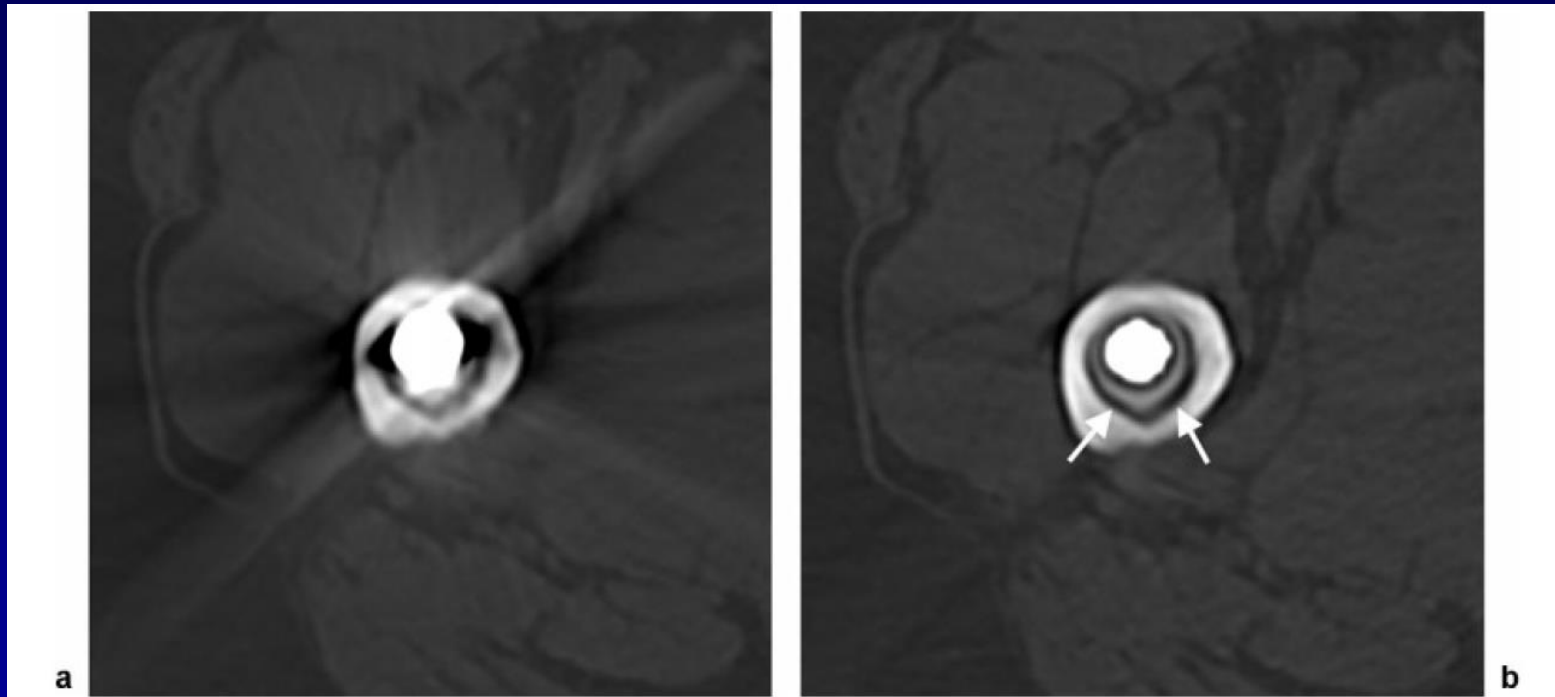


Fig. 1 Aseptic prosthetic loosening. (a) Axial conventional (polychromatic) computed tomography (CT) scan: the regions of bone around the metal implants are obscured by beam-hardening artifacts. (b) Virtual monochromatic 140-keV images with metal artifacts reduction software allows a good visualization of the nonfocal low-attenuation line (arrows) at the bone-stem interface.

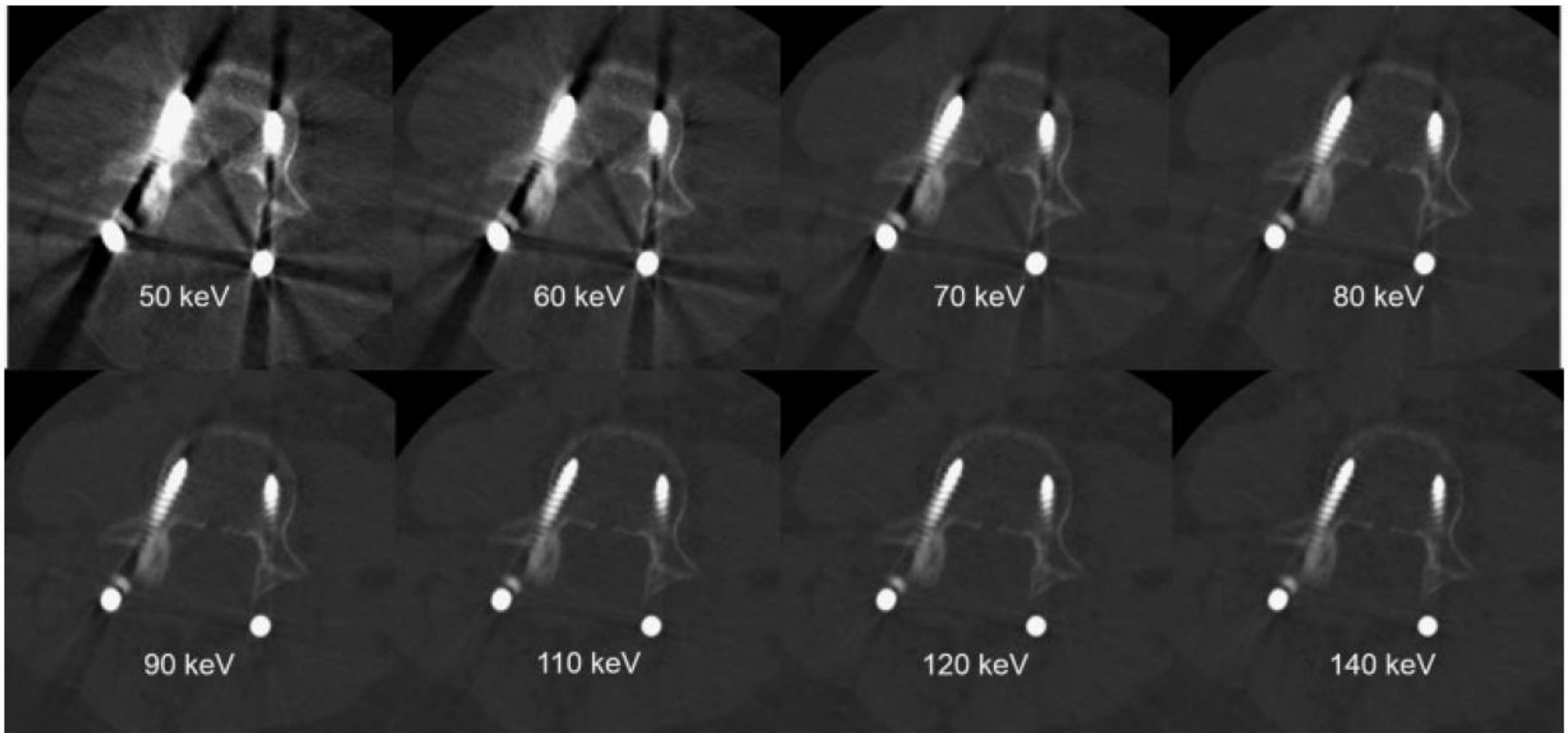
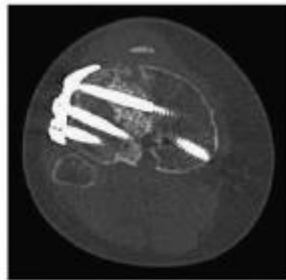
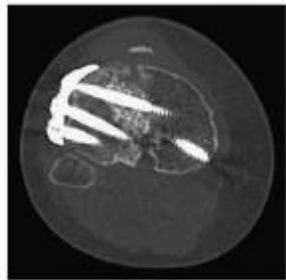
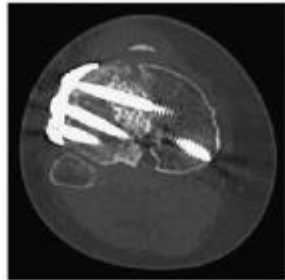
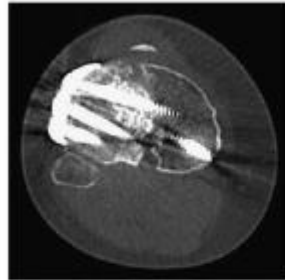
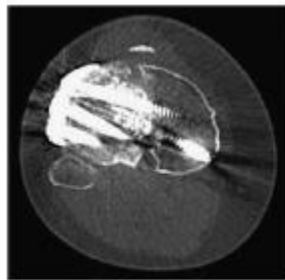


Fig. 2 Beam-hardening correction with virtual monochromatic spectral image in vertebral lumbar fusion from 50 keV to 140 keV: axial images of the lumbar spine show fixation hardware with bone window. keV = kiloelectron volt, the measurement used for one X-ray photon. It specifies the photon energy for a monochromatic X-ray source.



64

69

88

105

120

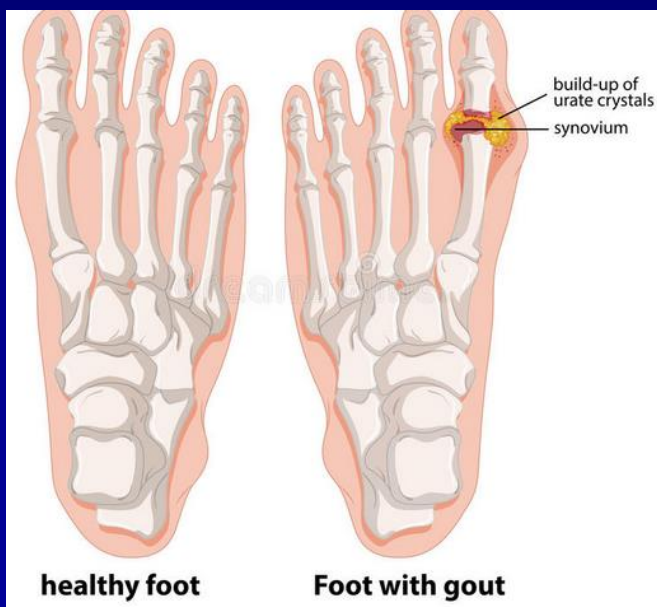
extrapolated photon energy (keV)



Απεικόνιση ουρικής αρθρίτιδας

ΥΤΔΕ

Υψηλή ευαισθησία/ειδικότητα στην ανίχνευση κρυστάλλων ουρικού μονονάτριου (MSU)



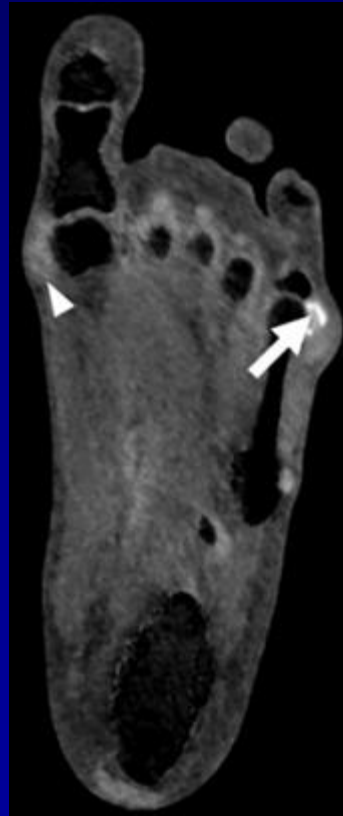
Απεικόνιση ουρικής αρθρίτιδας

Απεικόνιση με
συμβατική ΥΤΜΕ

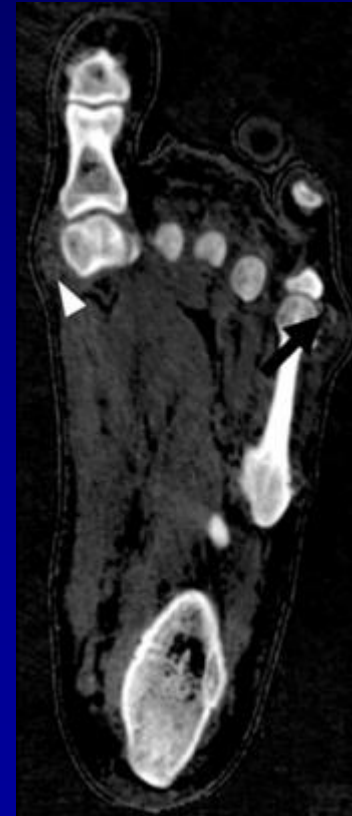


Απεικόνιση με ΥΤΔΕ
(βασικά υλικά MSU και Calcium)

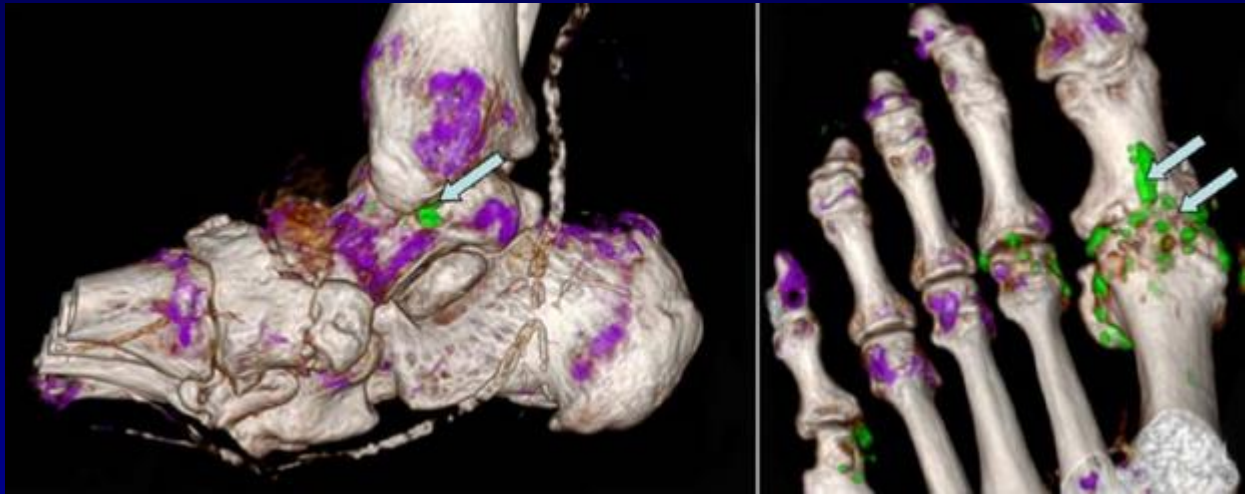
Εικόνα MSU



Εικόνα Ca



Απεικόνιση ουρικής αρθρίτιδας

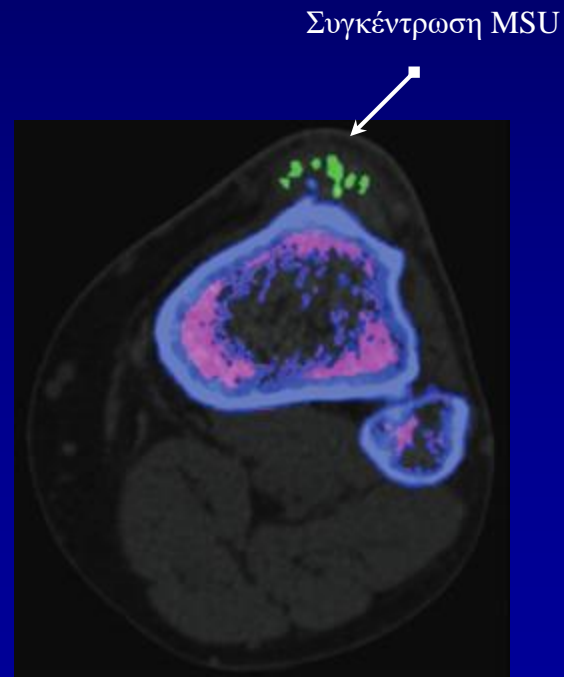


Απεικόνιση ουρικής αρθρίτιδας

Απεικόνιση με
συμβατική ΥΤΜΕ

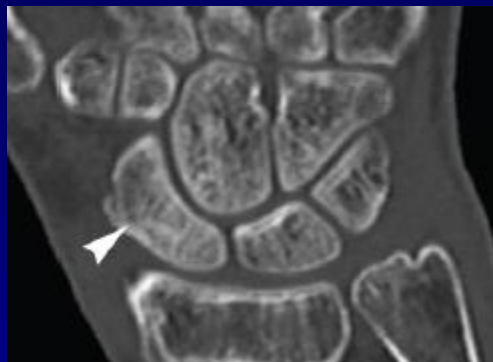


Απεικόνιση με ΥΤΔΕ
πράσινο=MSU,
μπλε =φλοιώδες οστό
ροζ = δοκιδώδες οστό

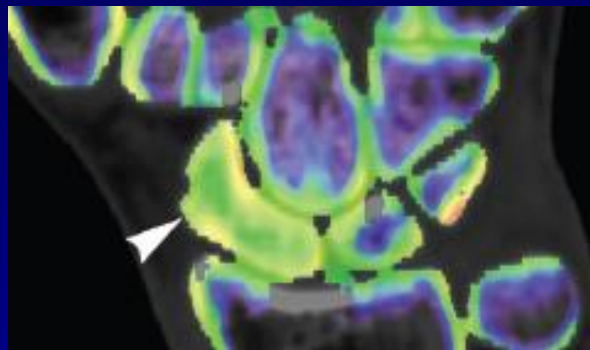


Απεικόνιση οστικού οιδήματος

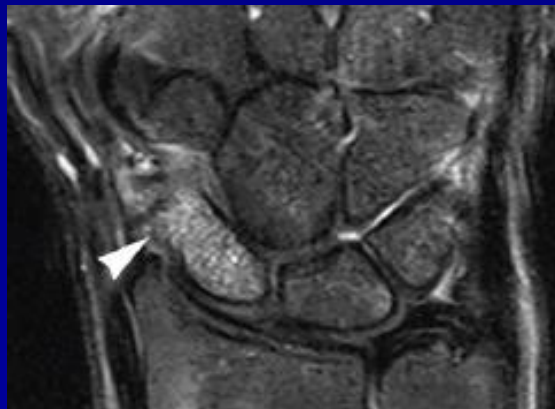
Απεικόνιση με
συμβατική ΥΤΜΕ



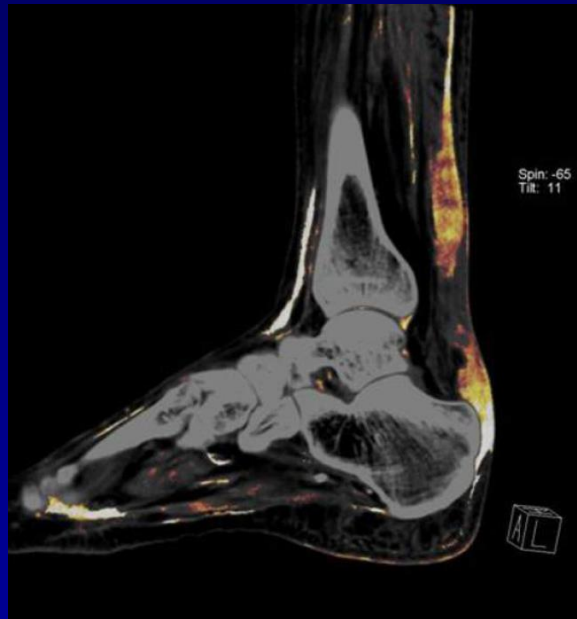
Απεικόνιση με ΥΤΔΕ



Απεικόνιση με MRI



Απεικόνιση τενόντων και συνδέσμων





Ανάλυση σύστασης τένοντα

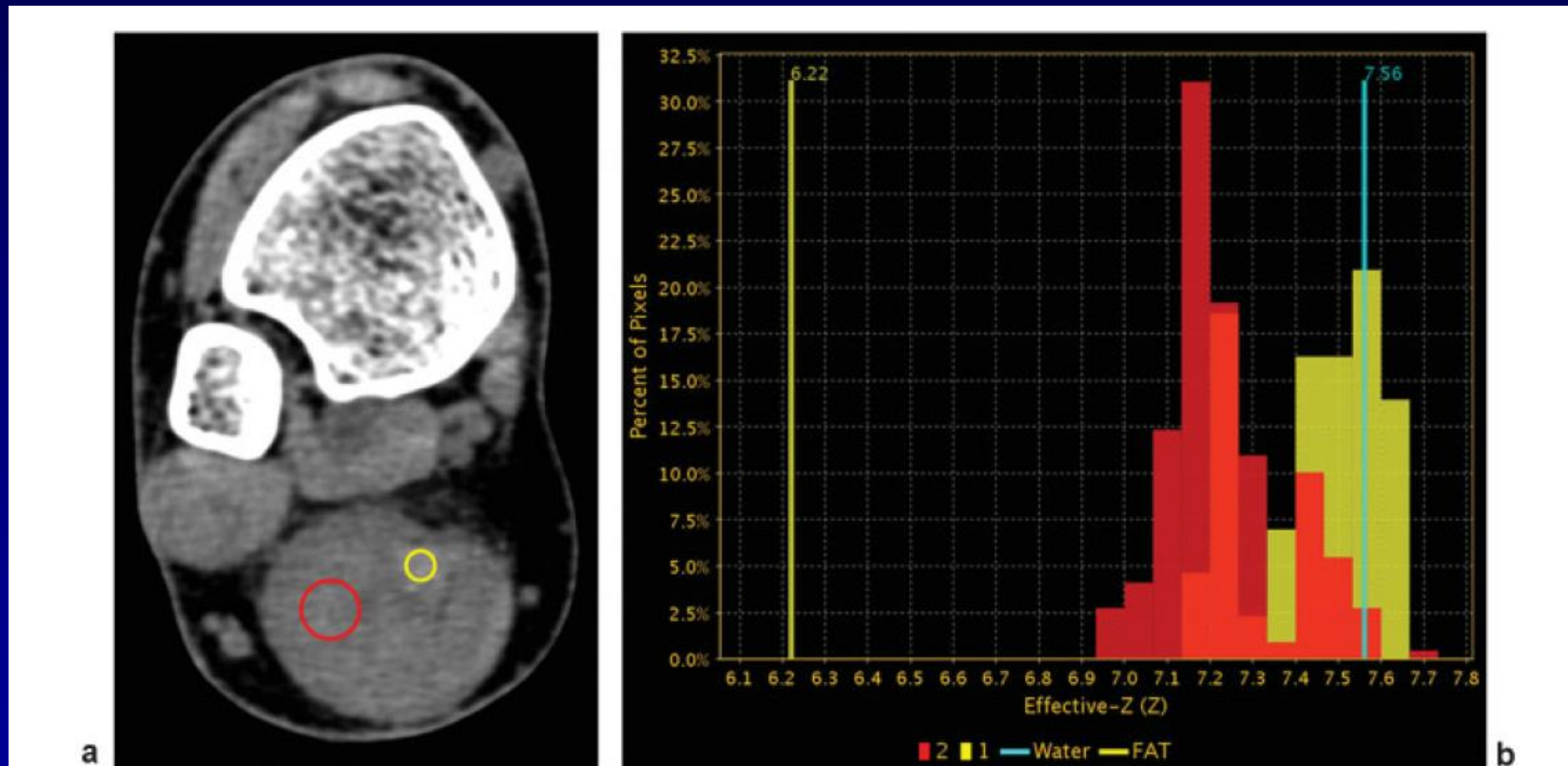


Fig. 5 A 40-year-old woman with no medical or family history, presenting with painless progressive swelling of both ankles. (a) Conventional computed tomography image of the right ankle shows diffuse nonspecific involvement of the Achilles and peroneal tendons. (b) Dual-energy computed tomography data offer the opportunity to measure the effective Z (Z_{eff}) of each voxel, allowing in this case to differentiate the normal tendon containing primarily water molecules (yellow histogram) from the abnormal tendon infiltrated by fatty tissue/xanthomas (red histogram).

Μέτρηση οστικής πυκνότητας με ΥΤΔΕ

Evaluation of bone mineral density of the lumbar spine using a novel phantomless dual-energy CT post-processing algorithm in comparison with dual-energy X-ray absorptiometry



Christian Booz¹, Philipp C. Hofmann², Martin Sedlmair², Thomas G. Flohr², Bernhard Schmidt², Tommaso D'Angelo^{1,3}, Simon S. Martin¹, Lukas Lengua¹, Doris Leithner¹, Thomas J. Vogl¹ and Julian L. Wichmann^{1*}

Abstract

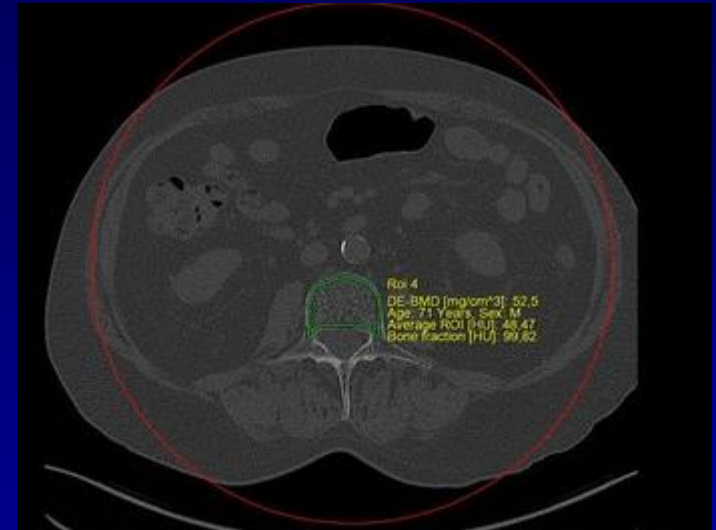
Background: Current techniques for evaluation of bone mineral density (BMD) commonly require phantom calibration. The purpose of this study was to evaluate a novel algorithm for phantomless in vivo dual-energy computed tomography (DECT)-based assessment of BMD of the lumbar spine in comparison with dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA).

Methods: Data from clinically indicated DECT and DEXA examinations within two months comprising the lumbar spine of 47 patients were retrospectively evaluated. By using a novel automated dedicated post-processing algorithm for DECT, the trabecular bone of lumbar vertebrae L1–L4 was selected and analysed. Linear correlation was analysed using Pearson's product-moment correlation coefficient for the comparison of the results from DECT and DEXA.

Results: A total of 186 lumbar vertebrae in 47 patients (mean age, 58 years; age range, 24–85 years) were analysed, 24 men (mean age, 55 years; age range, 24–85 years) and 23 women (mean age, 59 years; age range, 31–80 years). Mean BMD of L1–L4 determined with DEXA was 0.985 g/cm² and 20/47 patients (42.6%) showed an osteoporotic BMD (T score lower than -2.5) of at least two vertebrae. Average DECT-based BMD of L1–L4 was 86.8 mg/cm³. Regression analysis demonstrated a lack of correlation between DECT- and DEXA-based BMD values with a Pearson's product-moment correlation coefficient $r = 0.4205$.

Conclusions: Dedicated post-processing of DECT data using a novel algorithm for retrospective phantomless BMD assessment of the trabecular bone of lumbar vertebrae from clinically indicated DECT examinations is feasible.

Keywords: Bone mineral density, Osteoporosis, Dual-energy X-ray absorptiometry, Dual-energy computed tomography, Computed tomography





Συμπερασματικά

ΥΤΔΕ (DECT)

- Παρέχει αξιόπιστα δεδομένα για τη σύσταση των ιστών
- Βελτιώνει την ποιότητα εικόνας και τη διαγνωστική ακρίβεια
- Στην απεικόνιση του μυοσκελετικού δύναται να προσφέρει στην
 - Μείωση της υποβάθμισης της εικόνας λόγω μεταλλικών πρόσθετων
 - Ανίχνευση ουρικών αλάτων στα οστά (ουρική αρθρίτιδα)
 - Ανίχνευση οιδήματος μυελού των οστών
 - Απεικόνιση/ανάλυση τενόντων/συνδέσμων
 - Μέτρηση οστικής πυκνότητας
 - Άλλες εφαρμογές;
- Πλήρης αξιοποίηση των δυνατοτήτων της ΥΤΔΕ απαιτεί
 - Υψηλό βαθμό κατανόησης των βασικών φυσικών αρχών ΥΤΔΕ
 - Υψηλό βαθμό εξοικείωσης/εμπειρίας με το διαθέσιμο σύστημα ΥΤΔΕ

Σας ευχαριστώ...

**Any sufficiently advanced
technology is
indistinguishable from magic.**
Arthur C. Clarke

Κώστας Περισυνάκης
Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

