

Técnicas quantitativas na avaliação do sistema musculoesquelético



Marcelo H. Nogueira-Barbosa
Divisão de Radiologia - RCP/PA
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Universidade de São Paulo


Técnicas quantitativas em diagnóstico por imagem

Técnicas quantitativas em imagens aplicadas ao sistema musculoesquelético:

- Morfometria
- Relaxometria
- Chemical shift
- Espectroscopia
- Difusão
- Sequências ultrarrápidas (Ultrashort TE)
- Processamento de imagens (classificação e auxílio diagnóstico)

Relaxometria por RM


Relaxometria RM:



- Medidas dos tempos de relaxação tecidual (T1, T2 e T1ρ) permitem avaliação in vivo indireta da composição bioquímica dos tecidos

Relaxometria T2 por RM

- Relaxação T2 relacionada com a perda de coerência de fase entre os núcleos após excitação pulso RF
- Na cartilagem hialina há restrição da mobilidade de moléculas de água: encurtamento do tempo relaxação T2

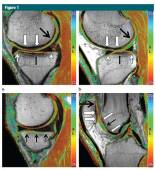


Br J Radiol 2013, 86: 20120163

Relaxometria T2 por RM

- Mapa T2 proporcional a distribuição de água na cartilagem
- Quebra de colágeno e aumento do conteúdo de água na cartilagem hialina são indicadores de osteoartrite
- Aumento ou redução do conteúdo de água podem quantificar degeneração inicial da cartilagem antes que alterações morfológicas estejam presentes

Técnicas quantitativas - relaxometria T2



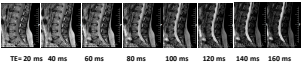
Mapa T2 proporcional

- Aumento de sensibilidade na detecção de lesões condrais em RM 3,0 T (p<0,001)
- Pequena redução da especificidade. Especificidade 74,6% Sensibilidade 97,6%

Radiology 2013, 267:503-513

Técnicas quantitativas - relaxometria T2

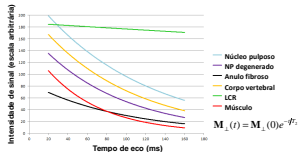
Relaxometria T2
Estudo da composição do disco intervertebral



TE= 20 ms 40 ms 60 ms 80 ms 100 ms 120 ms 140 ms 160 ms

Técnicas quantitativas - relaxometria T2

Relaxometria T2 da coluna (1.5 T)



$M_1(t) = M_1(0)e^{-t/T_2}$

→ permite avaliar constante de relaxação T2 para cada tecido

Técnicas quantitativas - relaxometria T2

Estudo de composição do disco intervertebral pela relaxometria T2:

- ✓ Sequencia FSE multi echo : mensuração T2 tecidual
- ✓ Relaxação T2 disco intervertebral correlaciona com hidratação e em menor grau com conteúdo de proteoglicanos
- ✓ Correlação negativa com colágeno do disco

Técnicas quantitativas - relaxometria T2

Estudo da composição do disco intervertebral

Relaxometria T2 (1.5 T):

Br J Radiol 2013, 86: 20120163

Mapa T1 de relaxometria, aquisição tardia após contraste endovenoso: dGEMRIC

- Mapeamento T1 na presença de contraste Gd(DTPA)²⁺
- Técnica *delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage* (dGEMRIC)
- Áreas com depleção de GAG acumulam mais contraste (gadolinio)

Br J Radiol 2013, 86: 20120163

Mapa T1 de relaxometria, aquisição tardia após contraste endovenoso: dGEMRIC

- Mapeamento T1 pós contraste Gd(DTPA)²⁺
- Medida eficiente das glicosaminoglicanas (GAG)

Br J Radiol 2013, 86: 20120163

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p

Relaxometria T1p

- ✓ Técnica spin-lock
- ✓ T1p relacionado a interações lentas macromoléculas com a água.
- Reflete dinâmica de moléculas maiores
- ✓ T1p sensível aos proteoglicanos/GAG
- ✓ Detecta alterações bioquímicas iniciais da cartilagem

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p

Medidas de T2 e T1p foram significativamente maiores em indivíduos que mostram progressão das anormalidades da cartilagem em período de 2 anos

Osteoarthritis Cartilage 2013, 21: 69-76

Relaxometria T1p: relaxometria T1 no referencial girante

Como medir T1p?

Aquisições com diferentes tempos de spin lock (tsl)
Mede movimentos lentos na faixa de KHz
→ moléculas maiores

Cortesia de Carlos E. G. Salmon, USP

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p

Spine 2006, 31: 1253-1257

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p

Relaxometria T1p

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p

Valores T1p significativamente menores nos discos com resposta positiva (dolorosa) na discografia, T1p papel promissor como marcador biológico da degeneração discal e ... da dor lombar(?)

Spine 2011;36: 2190-2196
(resultados preliminares:
17 pacientes e 11 grupo controle)

Técnicas quantitativas - relaxometria do disco intervertebral

Literatura: uso de diferentes métodos de segmentação para obter tempos de relaxação do disco

(MANSUELLI et al., 2010) (WANG et al., 2013) (ELLINGSON et al., 2013)

Técnicas quantitativas - relaxometria T1p do disco intervertebral

Valores T1p: variáveis na literatura

NP + AF Núcleo pulposo

Mansuelli et al. (2010) Wang et al. (2013)



Técnicas quantitativas - relaxometria

Diferentes técnicas de segmentação manual do disco

Rafael de Menezes Reis - Mestrado, FMRP
Reis et al, AJNR artigo aceito para publicação

Técnicas quantitativas - relaxometria

Comparação de diferentes técnicas de segmentação para obter valores de relaxação T2 do disco intervertebral

Rafael de Menezes Reis - Mestrado, FMRP
Reis et al, AJNR artigo aceito para publicação

Técnicas quantitativas - relaxometria

Comparação de diferentes técnicas de segmentação para obter valores de relaxação T1p do disco intervertebral

Rafael de Menezes Reis - Mestrado, FMRP
Reis et al, AJNR artigo aceito para publicação

Aplicação de técnicas quantitativas - relaxometria

Low grade PI High grade PI T2 e T1p

Roussouly and Pinheiro-Franco Eur Spine J (2011) 20 (Suppl 9):S609-S618

Rafael de Menezes Reis, Doutorado
Gustavo Bonugli, Mestrado

Técnicas quantitativas - quantificação de gordura

Quantificação de gordura por RM

Chemical shift:

- ✓ Aquisição imagens em fase e fase oposta, Dixon
- ✓ Espectroscopia por RM

✓ Aplicações: adiposidade óssea e muscular

Técnicas quantitativas - quantificação de gordura

Medula óssea vermelha Hematopoiética
-40% gordura
-40% água
-20% proteínas

Medula amarela (Gordurosa)
-80% gordura
-15% água
-5% proteínas

Técnicas quantitativas- quantificação de gordura

Osso normal

Infiltração MO células malignas

Osteoporose

Chemical shift - mapa de gordura

Como mapear a gordura?

Referencial da água (móvel)

Dependência do TE:

- TE=0 ms → Em fase
- TE=p/(2·|D₀|) → Fora de fase (Quadratura)
- TE=p/|D₀| → Fora de fase (Oposto)
- TE=2·p/|D₀| → Em fase

$\Delta\omega = \omega_{\text{proton}} - \omega_{\text{lipid}}$

$n=0,1,2,\dots$ Dd=3,4 ppm

Em fase TE=n/(Dd·f₀)

Fora de fase TE=(2·n+1)/(2·Dd·f₀)

Chemical shift - mapa de gordura

Mapeando a gordura: In/Out

1.0 T: 0, 6.9, 13.8, 20.7 ms 1.0 T: 3.5, 10.4, 17.3 ms
 1.5 T: 0, 4.6, 9.2, 13.8 ms 1.5 T: 2.3, 6.9, 11.5, 16.1 ms
 3.0 T: 0, 2.3, 4.6, 6.9 ms 3.0 T: 1.15, 3.5, 5.8, 8.1 ms

$S_{in} = S_w + S_f$

$S_{out} = S_w - S_f$

Falha quando SG-SA, pois a imagem é de magnitude (|h₀|)

Correção: $f_{in} = 2 \cdot \frac{S_{in} - S_{out}}{S_{in} + S_{out}}$

Chemical shift na avaliação de tumores ósseos

- MO normal apresenta redução >20% da intensidade de sinal nas imagens out-of-phase em relação as imagens in-phase
- auxilia na diferenciação entre maligno e benigno

Radiology 2005, 237: 590-596.

Espectroscopia

Espectroscopia por RM:

- Ferramenta complementar na diferenciação de tumores/lesões de partes moles e ósseos: benigno vs. maligno
- Ferramenta complementar na diferenciação de fraturas vertebrais: benigno vs. maligno
- Quantificação da fração de gordura: estudo da osteoporose e outros distúrbios metabólicos

Técnicas quantitativas- espectroscopia

Espectroscopia por RM

Campo induzido - B_{local} (movimento eletrônico)

$B_{ef} = B_0 + B_{local} - (1-\sigma) \cdot B_0$

$\omega = \gamma \cdot (1-\sigma) \cdot B_0$

Cortesia de Carlos E. G. Salmon, USP

Técnicas quantitativas- espectroscopia

H1- MRS

Metileno

Hidroxiila

Metil

Técnicas quantitativas- espectroscopia

Molécula de etanol

Metileno

Hidroxiila

Metil

Cortesia de Carlos E. G. Salmon, USP

Técnicas quantitativas- espectroscopia

Triglicéride

carboxila

glicerol

Ácidos graxos

Técnicas quantitativas – espectroscopia

Deslocamento químico (δ)

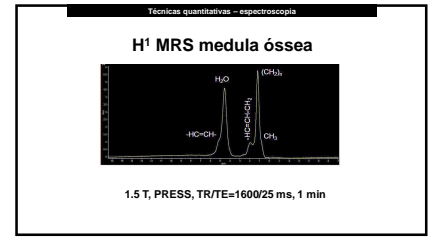
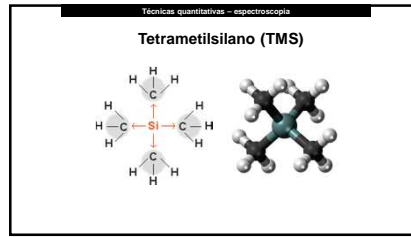
$$B_{\text{ef}} = B_0 - B_{\text{local}} = (1 - s) \cdot B_0$$

- Aumenta o campo que o núcleo sente (B_{ef})
- Aumenta a blindagem

$\delta = (w - w_{\text{ref}}) \cdot 10^6 / w_{\text{ref}}$

TMS: Tetrametilsilano $\text{Si}(\text{CH}_3)_4$

Cortesia de Carlos E. G. Salmon, USP

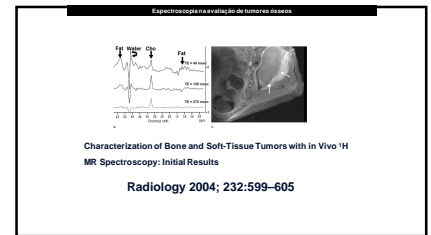
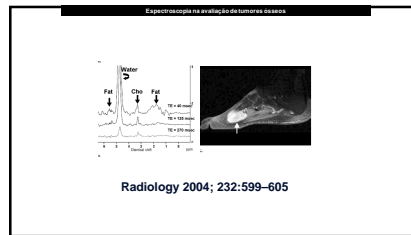


Espectroscopia na avaliação de tumores ósseos

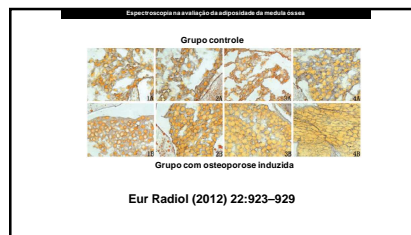
Colina e seus derivados representam constituintes do metabolismo das membranas celulares

In vivo – pico 3,2 ppm é composto por colina, fosfocolina, fosfatidilcolina, glicerofosfocolina

Radiology 2004; 232:599-605

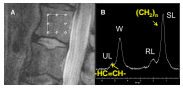


- Espectroscopia na avaliação de tumores ósseos
- ✓ Espectroscopia: ferramenta auxiliar diferenciação tumores musculoesqueléticos malignos e benignos
 - ✓ Relação Colina/RSR alta em tumores malignos MSK
 - ✓ Limitação: lesões osteoblásticas e lesões <1,5 cm
 - ✓ Evitar contaminação por osso denso e músculo adjacentes as lesões

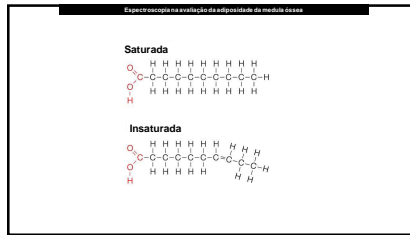


Espectroscopia na avaliação da adiposidade da medula óssea

Bone Marrow Fat Composition as a Novel Imaging Biomarker in Postmenopausal Women With Prevalent Fragility Fractures



Journal of Bone and Mineral Research 2013, 28(8) :1721-1728



Espectroscopia na avaliação da adiposidade da medula óssea

Fraturas e diabetes tipo 2 estão associados com **diminuição da gordura insaturada e aumento da gordura saturada na medula óssea independentemente da idade, etnia, e DMO local.**

Journal of Bone and Mineral Research 2013, 28(8) :1721-1728

Espectroscopia na avaliação da adiposidade da medula óssea

Fração de gordura (In and out phase/H MRS)
Colaboração com professores Francisco J.A. de Paula e Carlos Garrido Salmon (USP):
MRS parte da avaliação do metabolismo ósseo:

- Doença inflamatória intestinal (RCU e Crohn)
- Hiperparatiroidismo
- Diabetes mellitus Tipos 1 e 2
- Doença de Cushing (quantificação adiposidade visceral e óssea)

Espectroscopia na avaliação da adiposidade da medula óssea

Adiposidade da medula óssea (AMO) significativamente elevada no grupo hiperparatiroidismo primário HPTP (C= 33.8 ± 11.8% vs HPTP= 38.4 ± 11.7 %).
No grupo HPTP houve tendência de correlação negativa entre DMO e AMO na coluna lombar

The Interactions of Bone Mineral density and Bone Marrow Adipose Tissue (MAT) with Insulin Resistance in Primary Hyperparathyroidism
Artigo submetido recentemente

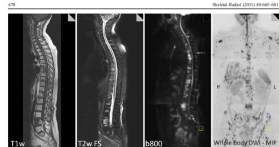
Técnicas quantitativas – difusão

Imagens ponderadas em difusão

- Mensuração do coeficiente de difusão aparente (ADC) unidade ADC : $\mu\text{m}^2/\text{s}$ ou $10^{-6} \text{mm}^2/\text{s}$
- Difusão é restrita na medula óssea por infiltração de células malignas e na osteoporose
- Limitação DWI na avaliação de metástases osteoblásticas.



Técnicas quantitativas; imagem por difusão na avaliação de tumores



DWI – pode ajudar a detectar infiltração maligna
Skeletal Radiol (2011) 40:665-681

Técnicas quantitativas; imagem por difusão na avaliação de tumores

Table 3. Quantitative DWI of control bone marrow with fat saturation and analysis

| Peak sequence type | Study | N (Mean (SD)) | Median apparent diffusion coefficient (ADC) (mm ² /s) | Median control bone marrow ADC (mm ² /s) |
|--------------------|-------------------------|---------------|--|---|
| SAR | Chen et al. 2002 [71] | 200 (1.00) | 1.06x10 ⁻³ | 0.70x10 ⁻³ |
| | Kumar et al. 2004 [72] | 0 (1.00) | 0.76x10 ⁻³ (0.02) | 0.36x10 ⁻³ |
| | Kim et al. 2005 [73] | 0 (1.00) | 1.02x10 ⁻³ (0.04) | 0.72x10 ⁻³ (0.04) |
| | Chen et al. 2007 [74] | 0 (0.00) | 1.01x10 ⁻³ (0.02) | 0.73x10 ⁻³ (0.03) |
| SAR/PS | Chen et al. 2002 [71] | 0 (100.00) | 0.52x10 ⁻³ (0.02) | 0.69x10 ⁻³ (0.02) |
| | Chen et al. 2007 [74] | 0 (0.00) | 1.01x10 ⁻³ (0.02) | 0.69x10 ⁻³ (0.02) |
| MSE | Ryan et al. 2007 [75] | 0 (70) | 1.22x10 ⁻³ (0.02) | 0.87x10 ⁻³ (0.02) |
| | Hosono et al. 2007 [76] | 0 (40) | 0.96x10 ⁻³ (0.02) | 0.70x10 ⁻³ (0.02) |
| SAR/PS/MS | Kimura et al. 2002 [77] | 0 (0.00) | 1.11x10 ⁻³ (0.02) | 0.71x10 ⁻³ (0.02) |
| | Kudo et al. 2007 [78] | 0 (0.00) | 1.00x10 ⁻³ (0.02) | 0.70x10 ⁻³ (0.02) |
| Typical values | Mean et al. 2007 [79] | 0 (0.00) | 0.9-2.0 | 0.7-1.0 |

SAR/PS Diffusion-weighted spin-echo sequence with fat-saturation imaging sequence with fat saturation. MSE Diffusion-weighted multi-echo spin-echo sequence with fat-saturation imaging sequence with fat saturation. SAR/PS Diffusion-weighted multi-echo spin-echo sequence with fat-saturation imaging sequence with fat saturation.

Skeletal Radiol (2011) 40:665-681

Técnicas quantitativas; imagem por difusão na avaliação de tumores

- Em geral 2 ou mais valores-b são utilizados em uma aquisição de DWI
- Na ausência destes gradientes (b-value= 0 s/mm²) a água aparece brilhante por causa da ponderação T2

Skeletal Radiol (2011) 40:665-681

Técnicas quantitativas: imagem por difusão na avaliação de tumores

- O movimento de água está restrito em tecidos de células muito compactadas, como em tumores muito celulares.
- Estes tecidos se mostram brilhantes mesmo em valores-b de 500-1000 s/mm²
- Situação semelhante ocorre em tecidos de alta celularidade mesmo que não sejam tumores malignos

Técnicas quantitativas: imagem por difusão na avaliação de tumores

Difusão musculoesquelética

| Intensidade de sinal em imagem ultra-b | Mapa ADC | Interpretação |
|--|----------|---|
| ↑ | ↓ | Tumores alta celularidade, sarcoma, abscesso, líquido viscoso, produtos hemoglobina |
| ↑ | ↑ | T2 shine through, necrose liquefativa |
| ↓ | ↑ | Líquido, Necrose, baixa celularidade, tumores formação glandular |
| ↓ | ↓ | Tecidos fibromusculares: gordura, tecido fibroso maduro com baixo conteúdo aquoso |

Skeletal Radiol 2011, 40:665-681

Técnicas quantitativas de imagem - difusão na avaliação da osteoporose

DWI: restrição difusão da água no osso osteoporótico

Hatipoglu et al., 2007
AJNR 28:1934-37

Técnicas quantitativas: imagem por difusão na avaliação da medula óssea

Medula óssea normal

osteoporose

Infiltração MO células malignas: efeito bimodal sobre difusão

Técnicas quantitativas de imagem - difusão na avaliação da osteoporose

ADC correlação com T score DEXA

ADC correlação negativa com Fração gordura MO

Liu et al., 2010
Chin Med J 2010;123 (12):1524-1527

Imagem por difusão na avaliação de nervos

Em imagens com "valores de b" baixos (50-100 s/mm²) vasos e liquor mostram atenuação do sinal pois as moléculas de água se movimentaram

Neurografia por difusão: 80-90 s/mm²

Tractografia

DTI: imagens por tensor de difusão

- Avalia organização arquitetural tecidos
- FAI (anisotropia fracionada): valor escalar entre 0 (difusão restrita igualmente em todas as direções) e 1 (difusão se dá em apenas uma direção)

Tractografia

- DTI e tractografia podem revelar anormalidades além da resolução das técnicas convencionais RM

European J of Radiology 2010;76:391-397
Kasprian et al, Muscle & Nerve 2014 Epub ahead of print

UTE: aplicações no sistema musculoesquelético

Ultra short TE (UTE)

- Tecidos como osso, tendão e ligamento contem alta fração de componentes com relaxação transversa rápida ou ultrarrápida
- Sequencias convencionais de RM não permitem a avaliação de sinal de tecidos com T2/T2* ultracurto, porque a relaxação já ocorreu
- UTE tipicamente 20-100µs

UTE: aplicações no sistema musculoesquelético

Figure 1. Axial images of an asymptomatic volunteer after Achilles tendon repair. Proton density fast spin echo (FSE) image using 6.6 msec TE (a) shows no signal within the Achilles tendon (arrow). 3D-UTE Corax image using 30 μ s TE (b) shows internal structure of the repaired Achilles tendon. 30 μ s minus 6.6 msec subtraction image (c) highlights short T2* components, which are more abundant between heeled fascicles. Images courtesy of Michael Carl, PhD.

Chang et al
J Magn Reson Imaging, (Epub ahead of print)

UTE: aplicações no sistema musculoesquelético

UTE Imaging in the MR System

Figure 2. Normal saline images of the rat Achilles tendon obtained using a modified conventional FSE sequence with 15 μ s TE. (a) shows the signal from the unhealed tendon (arrow). (b) UTE image with 1.1 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (c) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (d) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (e) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (f) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (g) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (h) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (i) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (j) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (k) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (l) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (m) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (n) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (o) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (p) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (q) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (r) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (s) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (t) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (u) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (v) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (w) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (x) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (y) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (z) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE.

Chang et al
J Magn Reson Imaging, (Epub ahead of print)

UTE: aplicações no sistema musculoesquelético

Figure 3. Normal saline images of the rat Achilles tendon obtained using a modified conventional FSE sequence with 15 μ s TE. (a) shows the signal from the unhealed tendon (arrow). (b) UTE image with 1.1 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (c) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (d) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (e) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (f) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (g) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (h) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (i) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (j) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (k) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (l) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (m) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (n) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (o) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (p) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (q) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (r) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (s) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (t) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (u) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (v) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (w) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (x) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (y) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE. (z) UTE image with 1.34 ms TE shows signal but overestimates the true signal due to the short TE.

University of California, San Diego, USA
NMR Biomed 2013 May;26(5):489-506.

RM da cartilagem da placa terminal (CPT)

- CPT tem sinal T2 intrinsecamente baixo
- Nas sequencias clinicas não é bem visualizada
- Ultrashort Time-to-Echo (UTE) proporciona imagens da CPT

Cartilage of the Rat Tail & Christine Chung, UC San Diego

Técnicas quantitativas: aplicações no sistema musculoesquelético

Direções futuras:

- DWI-BS: melhor definição das aplicações em oncologia (WB MRI vs PET CT, cintilografia)
- DWI neurografia/tractografia: investigação das doenças nervos periféricos
- Aplicação crescente de técnicas RM no estudo osso (adiposidade, osso cortical e trabecular)

Técnicas quantitativas: aplicações no sistema musculoesquelético

Direções futuras:

- Ultra Short TE (UTE): revolução na avaliação qualitativa e quantitativa osso, tendões, ligamentos, outros tecidos
- Processamento de imagens: papel promissor no auxílio diagnóstico

Técnicas quantitativas: aplicações no sistema musculoesquelético

Em resumo:

- Número crescente de aplicações dos métodos quantitativos por imagem na avaliação do sistema musculoesquelético (SME)
- Para avanços futuros em pesquisa do SME a abordagem multidisciplinar é fundamental