

T1 GRE e T1 IR GRE na identificação das estruturas anatômicas da face lateral do cérebro*

T1-weighted gradient-echo imaging, with and without inversion recovery, in the identification of anatomical structures on the lateral surface of the brain

Sergio Murilo Georgeto¹, Carlos Alexandre Martins Zicarelli¹, Munir Antônio Gariba², Luiz Roberto Aguiar²

Georgeto SM, Zicarelli CAM, Gariba MA, Aguiar LR. T1 GRE e T1 IR GRE na identificação das estruturas anatômicas da face lateral do cérebro. Radiol Bras. 2016 Nov/Dez;49(6):382-388.

Resumo Objetivo: Comparar os resultados de identificação de estruturas cerebrais utilizando imagens volumétricas isotrópicas por ressonância magnética, nas aquisições T1 GRE e T1 IR GRE.

Materiais e Métodos: Foram avaliados 120 blocos de imagens, de 30 indivíduos, com imagens extraídas dos hemisférios cerebrais esquerdo e direito, pelos dois métodos de aquisição: T1 GRE e T1 IR GRE. Com base no método de Naidich et al. para localização dos referenciais anatômicos, 27 estruturas anatômicas foram classificadas em duas categorias – identificável *versus* deixam dúvidas quanto à identificação somadas às não identificáveis – para análises de repetitividade (intraobservador) e reprodutibilidade (interobservadores). Foi utilizado o teste de McNemar para a avaliação do desempenho entre os dois métodos.

Resultados: Após confirmação de ter havido boa concordância na análise intraobservador e interobservadores (kappa médio > 0,60), a avaliação das imagens de cada referencial anatômico, testada entre T1 GRE e T1 IR GRE pelo teste de McNemar, indicou maior frequência de referenciais identificáveis pelo método T1 IR GRE do que pelo método T1 GRE.

Conclusão: O método de imagem T1 IR GRE apresentou desempenho levemente superior, porém estatisticamente significativo, em relação ao método T1 GRE, na identificação dos referenciais anatômicos cerebrais.

Unitermos: Ressonância magnética; Estruturas anatômicas cerebrais; Anatomia por imagens de ressonância magnética.

Abstract Objective: To compare brain structures using volumetric magnetic resonance imaging with isotropic resolution, in T1-weighted gradient-echo (GRE) acquisition, with and without inversion recovery (IR).

Materials and Methods: From 30 individuals, we evaluated 120 blocks of images of the left and right cerebral hemispheres being acquired by T1 GRE and by T1 IR GRE. On the basis of the Naidich et al. method for localization of anatomical landmarks, 27 anatomical structures were divided into two categories: identifiable and inconclusive. Those two categories were used in the analyses of repeatability (intraobserver agreement) and reproducibility (interobserver agreement). McNemar's test was used in order to compare the T1 GRE and T1 IR GRE techniques.

Results: There was good agreement in the intraobserver and interobserver analyses (mean kappa > 0.60). McNemar's test showed that the frequency of identifiable anatomical landmarks was slightly higher when the T1 IR GRE technique was employed than when the T1 GRE technique was employed. The difference between the two techniques was statistically significant.

Conclusion: In the identification of anatomical landmarks, the T1 IR GRE technique appears to perform slightly better than does the T1 GRE technique.

Keywords: Magnetic resonance imaging; Brain/anatomy & histology; Reproducibility of results.

INTRODUÇÃO

A anatomia das estruturas cerebrais pode ser descrita, atualmente, tanto por tomografia computadorizada (TC) de crânio quanto por ressonância magnética (RM) de crânio.

* Trabalho realizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR, Brasil.

1. Neurocirurgões da Irmandade da Santa Casa de Londrina e do Departamento de Neurocirurgia da Universidade Estadual de Londrina (UEL), Londrina, PR, Brasil.

2. Professores da Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Sergio Murilo Georgeto. Avenida Bandeirantes, 476, Vila Ipiranga. Londrina, PR, Brasil, 86010-020. E-mail: georgetosm@gmail.com.

Recebido para publicação em 4/3/2015. Aceito, após revisão, em 17/12/2015.

Os novos tomógrafos com múltiplos detectores têm boa resolução espacial e contam com a possibilidade de fazer correlações com pontos craniométricos. A desvantagem desses tomógrafos é a maior dose de radiação emitida para o estudo e a menor nitidez das imagens do manto cortical⁽¹⁾. Comparando as estruturas anatômicas da face lateral entre TC e RM, as imagens de RM ponderadas na constante de tempo relacionada ao plano horizontal (T1), adquiridas por spin-eco, mostraram-se superiores às aquisições tomográficas na identificação de estruturas predeterminadas⁽²⁾.

Como a RM não dispõe de um referencial ósseo adequado que auxilie na localização dos elementos da face lateral, foi desenvolvido um sistema de identificação de sulcos e giros para estudar as relações anatômicas normais. Usando

um corte sagital, passando ao longo da maior extensão da fissura lateral e seguindo um método para identificação de sulcos e giros na face lateral, foi alcançado um expressivo sucesso na caracterização dos elementos anatômicos pré-selecionados em imagens de RM ponderadas em spin-eco nas sequências T1 e T2⁽³⁾.

O avanço recente nas técnicas de aquisição de imagem e pós-processamento tem permitido que imagens nas sequências de pulso T1 gradiente-eco (T1 GRE) e T1 recuperação da inversão gradiente-eco (T1 IR GRE) possam ser empregadas em exames de rotina, não havendo mais inviabilidade financeira para a sua utilização em decorrência do tempo gasto para captura. Com a melhoria nas bobinas e nos métodos de pós-processamento de imagem, foi possível obter imagens a partir de matrizes tridimensionais de voxels isotrópicos, conferindo qualidade na sua reconstrução em qualquer um dos planos ortogonais. Essas imagens são chamadas de volumétricas isotrópicas⁽⁴⁾.

As imagens obtidas por T1 GRE têm sido utilizadas para demonstração de alterações topográficas corticais como rotina na maioria dos exames de RM, entretanto, a T1 IR GRE apresenta melhor contraste entre substância branca e cinzenta, possibilitando maior precisão na identificação dos referenciais anatômicos⁽⁵⁾.

O presente trabalho pretendeu avaliar a identificação dos referenciais anatômicos, utilizando RM, da superfície lateral do cérebro, com sequências de pulso que podem ser utilizadas atualmente para localização topográfica. Foram escolhidas as ponderações T1 GRE e T1 IR GRE, pois a primeira é empregada como rotina na maioria dos exames de RM, ao passo que a T1 IR GRE é uma ponderação que não apresenta indicação usual para avaliação das estruturas do manto cortical. A demonstração de que esta técnica pudesse ser superior à T1 GRE seria útil, pois o estudo anatômico topográfico dos sulcos e giros que compõem o córtex tem interesse não só no aspecto prático da rotina diária dos profissionais envolvidos no diagnóstico e tratamento de doenças que atingem essas áreas⁽⁶⁾, mas também para neurocientistas que fazem correlações anatomofuncionais dos padrões do córtex com o desenvolvimento de doenças⁽⁷⁾.

Os objetivos do presente trabalho consistiram em analisar o desempenho dessas duas sequências de pulso: T1 GRE e T1 IR GRE. Para cumprir o proposto, foi necessário avaliar, inicialmente, a confiabilidade das técnicas para o método escolhido, por meio da análise de concordância intra-observador e interobservadores e, posteriormente, avaliar o desempenho entre as duas técnicas, a fim de demonstrar qual delas poderia ter maior capacidade em identificar os referenciais anatômicos da face lateral do cérebro.

MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná e teve caráter prospectivo. Após seleção dos indivíduos, apresentação dos objetivos e procedimentos a serem realizados na

pesquisa, os participantes assinaram termo de consentimento livre e esclarecido, no qual demonstraram sua concordância em participar do estudo. Na sequência, os indivíduos preencheram um questionário, inclusive com um inventário de dominância manual (*Edinburgh handed-ness inventory*), com a finalidade de verificar os critérios de elegibilidade.

Foram excluídos do estudo indivíduos que apresentaram quaisquer alterações neurológicas ou outras condições clínicas que impossibilitassem a realização do exame. Posteriormente à entrevista inicial, que selecionou os indivíduos elegíveis, estes foram encaminhados para realização da RM em dia e horário agendados. A amostra foi constituída por 30 indivíduos adultos jovens, com idade média de 25,3 anos, sendo 16 (53,3%) mulheres e 14 (46,7%) homens.

O equipamento de RM utilizado foi um Magnetom Symphony 1,5 T (Siemens; Erlangen, Alemanha), com bobina de 12 canais. As imagens volumétricas isotrópicas foram obtidas em duas sequências: T1 GRE e T1 IR GRE. Na sequência T1 GRE foi utilizada aquisição volumétrica sagital gradiente-eco, matrix 256 × 256, voxel isotrópico (1 × 1 × 1 mm), parâmetros TR = 1910 e TE = 3.09, FOV de 256 mm, espessura de corte de 1 mm, zero de intervalos entre cortes e *flip angle* de 15°. Na sequência T1 IR GRE foi usada a aquisição volumétrica coronal, matrix 256 × 256, voxel isotrópico (1 × 1 × 1 mm), parâmetros TR = 4000 e TE = 373, FOV de 260 mm, espessura de corte de 1 mm, zero de intervalo entre cortes e tempo de inversão de 350 ms. Esse equipamento de RM é equipado com um gradiente modelo Quantum com gradiente de 30 mT/m e *slew rate* de 150 mT/ms. Foi escolhido o *flip angle* de 15° com base em dado da literatura⁽⁸⁾, e os demais parâmetros foram os utilizados como rotina no serviço de radiologia onde as imagens foram obtidas, seguindo recomendações do fabricante.

Um radiologista experiente analisou os exames, com o objetivo de excluir imagens com artefatos de movimento ou inadequadas para avaliação, bem como a presença de achados patológicos. Os arquivos com as 30 RMs de crânio, ponderadas em T1 GRE e T1 IR GRE, foram transferidos para o *software* OsiriX M.D. versão v.5.7.1. 64 bit (Pixmeo SARL; Bernex, Suíça). Dessa forma, obteve-se a formação de 60 blocos de imagens, e os hemisférios esquerdo e direito foram analisados separadamente, configurando um total de 120 blocos de imagens. As imagens obtidas em cada uma das sequências podem ser observadas na Figura 1.

A anatomia da face lateral do cérebro foi avaliada de forma qualitativa quanto à identificação das principais estruturas anatômicas e utilizada como referencial para o método descrito por Naidich et al.⁽³⁾, que consiste na descrição de 15 etapas (ou sinais) para a identificação de 27 estruturas anatômicas que compõem a face lateral do cérebro em cortes de RM, no plano sagital.

As aquisições T1 GRE e T1 IR GRE foram analisadas em cortes sagitais, com reconstruções bidimensionais, minimizando a sobreposição dos sulcos e giros que ocorre nos planos coronais e axiais. A verificação começou com a identificação

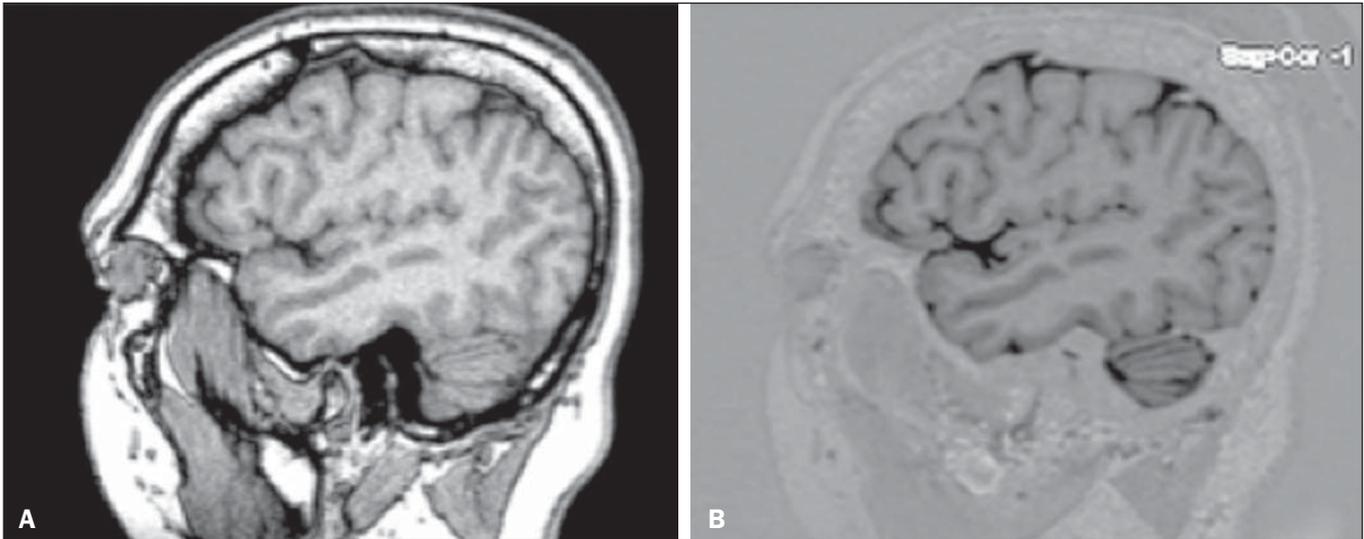


Figura 1. Imagens em corte sagital ao longo da maior extensão da fissura lateral em T1 GRE (A) e T1 IR GRE (B).

da fissura lateral na sua maior extensão, realizando-se, posteriormente, a sequência de procedimentos que compõem as 15 etapas do método, com a finalidade de identificar as 27 estruturas anatômicas da superfície lateral do cérebro, como descrito na sequência de Naidich et al.⁽³⁾. Três opções

foram consideradas quanto à presença das estruturas: a estrutura analisada é facilmente identificável, deixa dúvidas quanto à identificação ou não é identificada (Tabela 1).

O observador 1 fez a análise de repetitividade dos 120 blocos de imagens em três momentos (avaliações) diferentes,

Tabela 1—Referenciais anatômicos para serem identificados na face lateral do cérebro.

Estruturas anatômicas	Facilmente identificável	Dúvida	Não identificável
Etapa 1 1. Convexidade lateral (corte sagital) no segmento onde se visualiza a fissura lateral na sua maior extensão			
Etapa 2 2. Fissura lateral			
2.1. Ramo horizontal posterior			
2.2. Ramo horizontal anterior			
2.3. Ramo ascendente anterior			
2.4. Ramo ascendente posterior			
2.5. Ramo descendente posterior			
2.6. Sulco subcentral anterior			
2.7. Sulco subcentral posterior			
2.8. Sulco temporal transverso			
2.9. Ponto sylviano anterior			
Etapa 3 3. Giro frontal inferior			
3.1. Parte orbital			
3.2. Parte triangular			
3.3. Parte opercular			
Etapa 4 4. Giro frontal médio			
Etapa 5 5. Conexão entre giro frontal médio e giro pré-central			
Etapa 6 6. Sulco pré-central			
Etapa 7 7. Giro pré-central			
Etapa 8 8. Sulco central			
Etapa 9 9. Giro pós-central			
Etapa 10 10. Sulco pós-central			
Etapa 11 11. Ramo ascendente posterior da fissura lateral/giro supramarginal			
Etapa 12 12. Sulco temporal superior			
Etapa 13 13. Giro angular			
Etapa 14 14. Sulco intraparietal			
Etapa 15 15. Lóbulo parietal superior			

Fonte: Modificado de Naidich et al.⁽⁹⁾.

com intervalo mínimo entre as observações de 10 dias, e as sequências de observação dos 120 grupos de imagens foram recodificadas de modo aleatório em cada um dos momentos. Esse procedimento resultou em 360 observações (30 indivíduos \times 2 hemisférios cerebrais \times 2 métodos de imagens \times 3 avaliações) para a análise intraobservador.

Dois outros avaliadores (observador 2 e observador 3) fizeram a análise das estruturas anatômicas. Os observadores são neurocirurgiões que exercem suas atividades diariamente e foram convidados por estarem familiarizados com a anatomia e as imagens correspondentes dessa região. Os procedimentos resultaram em mais 240 observações (30 indivíduos \times 2 hemisférios cerebrais \times 2 métodos de imagens \times 2 observadores); no entanto, para fazer a análise de reprodutibilidade utilizou-se ainda a primeira avaliação do pesquisador, ou seja, mais 120 observações, totalizando, assim, 360 observações a serem utilizadas na análise interobservadores.

Todos os observadores receberam um manual de instruções com informações relevantes sobre as variáveis a serem avaliadas, uma explicação sobre o seu uso e as tabelas para anotação dos seus achados. As sequências com as imagens foram visualizadas de forma padronizada com o mesmo *notebook* – Apple MacBook Pro 15” –, tela retina *display*, com tamanho de 2880 pixels (horizontal) e 1800 pixels (vertical), com 220 ppi de resolução. A sequência de imagens com 120 blocos foi reordenada aleatoriamente em três diferentes modos, e cada observador teve acesso somente à sua sequência de dados.

A avaliação do desempenho entre as duas técnicas de imagens – T1 GRE e T1 IR GRE – foi processada em duas etapas concomitantes: inicialmente, foi constatado se as duas técnicas de imagens levaram os observadores a resultados semelhantes, por meio da análise de concordância pelo índice kappa, e posteriormente, após constatada a existência de concordância de resultados entre os observadores, foi avaliado se alguma das técnicas apresentou a capacidade de identificar as estruturas anatômicas mais facilmente do que a outra. Com esse intuito, foi utilizado o teste não paramétrico de McNemar. Para o processamento dessa segunda etapa foram levados em conta seis cenários diferentes, que serão apresentados no item seguinte.

RESULTADOS

Na análise de concordância intraobservador e interobservadores foram estimados os coeficientes kappa ponderados, considerando as três classificações para as avaliações: não identificável, deixa dúvida quanto à identificação ou facilmente identificável. Dos 216 índices kappa potenciais, que incluíram 27 estruturas anatômicas entre os lados direito e esquerdo, nos métodos T1 GRE e T1 IR GRE para as análises intraobservador e interobservadores, foi possível mensurar 115 coeficientes kappa, sendo 58 provenientes das observações intraobservador e 57 provenientes das observações interobservadores.

De modo geral, todos os coeficientes kappa foram significativos ao nível de 1%, indicando que a concordância entre praticamente todas as avaliações é positiva e diferente de zero. Um único valor de kappa (0,04) não apresentou significância estatística, referente à análise interobservadores pelo método T1 GRE no lado direito para o sulco subcentral anterior. A média dos coeficientes kappa calculados foi $0,62 \pm 0,02$, considerada boa pelo critério de Byrt et al.⁽⁹⁾.

Apenas 24,3% dos coeficientes kappa calculados foram classificados como pobres (kappa $< 0,2$) ou fracos (kappa $< 0,4$), conforme critério de Byrt et al.⁽⁹⁾. Não houve diferenças entre a análise intraobservador ou interobservadores: o coeficiente kappa médio na análise intraobservador foi $0,60 \pm 0,03$ e na análise interobservadores foi $0,63 \pm 0,04$.

Após confirmação de ter havido boa concordância intraobservador e interobservadores nas avaliações procedidas, foi realizado o teste de McNemar para avaliar se algum dos métodos identificou as estruturas anatômicas mais facilmente do que o outro. Para a execução desse teste assumiu-se que cada avaliação da imagem de uma estrutura anatômica é independente da outra. Esta hipótese pode ser considerada forte, devido às características dos dados da pesquisa, como um mesmo avaliador, uma mesma imagem e momentos distintos, o que poderia indicar dependência entre os casos. No entanto, se os resultados permanecessem estáveis em diversas simulações procedidas, poder-se-ia concluir por indícios a favor dos achados encontrados.

Nesse sentido, ter-se-ia 16.200 observações: 8.100 observações para o método T1 GRE e 8.100 para o método T1 IR GRE. Isto porque, das 600 observações coletadas (3 avaliações do observador 1 \times 120 blocos de imagens + 2 avaliações dos observadores 2 e 3 \times 120 blocos de imagens), segregam-se as imagens dos resultados obtidos na identificação das 27 estruturas anatômicas (27×600) e as separam entre as duas sequências T1 GRE e T1 IR GRE ($27 \times 600 / 2$).

No entanto, os referenciais anatômicos convexidade lateral e fissura lateral foram excluídos dos resultados, pois apresentaram concordância nas análises intraobservador e interobservadores igual a 100%. Nesse sentido, utilizaram-se apenas 7.500 observações para o método T1 GRE e 7.500 observações para o método T1 IR GRE, a fim de não sobreestimar as frequências das imagens identificáveis, uma vez que essas duas estruturas são facilmente identificáveis em qualquer método.

Com base nessas 15.000 observações, consideraram-se seis cenários para execução do teste de McNemar: 1) com todas as observações ($n = 15.000$); 2) apenas com a análise intraobservador ($n = 9.000$); 3) apenas com a análise interobservadores ($n = 9.000$); 4) apenas a primeira avaliação do observador 1 ($n = 3.000$); 5) apenas as avaliações do observador 2 ($n = 3.000$); 6) apenas as avaliações do observador 3 ($n = 3.000$).

Para execução do teste de McNemar foram consideradas apenas duas classificações para as avaliações: “não identificável”, somadas às “deixa dúvida quanto à identificação”,

versus “facilmente identificável”. Em termos práticos, essas duas classificações são as que mais interessam: identificar ou não a estrutura anatômica. Como para a aplicação do teste de McNemar devem existir apenas duas classificações, em essência, foi testada a diferença da frequência das estruturas anatômicas classificadas como identificáveis, comparando a um grupo resultado do somatório das frequências não identificadas, com a utilização dos métodos T1 GRE e T1 IR GRE em seis cenários diferentes. A fim de esclarecimento, ressalta-se que o grupo não identificado é o somatório das frequências das estruturas classificadas como “deixa dúvida na identificação” adicionadas à frequência das estruturas classificadas como “não identificadas”. Essas frequências estão resumidas na Tabela 2.

Quando se analisa a frequência de imagens identificáveis em todas as observações, verifica-se que 91% delas são

identificáveis no método T1 IR GRE e 88,8% são identificáveis no método T1 GRE (McNemar: $\chi^2 = 77,51$; p -valor = 0,000), de modo a corroborar que o método T1 IR GRE apresenta desempenho levemente superior (e significativo) ao método T1 GRE.

A evidência de melhor desempenho do método T1 IR GRE comparativamente ao T1 GRE não muda quando se altera o cenário. Em todos eles o teste de McNemar resultou significância estatística mínima de 5%. Na primeira avaliação do pesquisador, por exemplo, a diferença entre a frequência identificável entre os métodos T1 IR GRE e T1 GRE é de 3,5%, altamente significativa. Em linhas gerais, considerando todas as avaliações independentes, como geralmente acontece na rotina de avaliação de imagens por RM, pode-se concluir que o método de imagem T1 IR GRE apresenta desempenho levemente superior ao método T1 GRE.

Tabela 2—Frequências absoluta e relativa das imagens identificáveis e não identificáveis ou dúvidas pelos métodos T1 GRE e T1 IR GRE em seis cenários diferentes.

Cenário	T1 IR GRE	T1 GRE			
		Não identificável ou dúvida	Identificável	Total	
1) Todas as observações ($n = 15.000$)	Não identificável ou dúvida	n	582	90	673
		%	7,8%	1,2%	9,0%
	Identificável	n	256	6.571	6.827
		%	3,4%	87,6%	91,0%
	Total	n	838	6.662	7.500
		%	11,2%	88,8%	100,0%
2) Análise intraobservador ($n = 9.000$)	Não identificável ou dúvida	n	374	53	427
		%	8,3%	1,2%	9,5%
	Identificável	n	176	3.897	4.073
		%	3,9%	86,6%	90,5%
	Total	n	550	3.950	4.500
		%	12,2%	87,8%	100,0%
3) Análise interobservadores ($n = 9.000$)	Não identificável ou dúvida	n	341	51	392
		%	7,6%	1,1%	8,7%
	Identificável	n	145	3.963	4.108
		%	3,2%	88,1%	91,3%
	Total	n	486	4.014	4.500
		%	10,8%	89,2%	100,0%
4) Primeira avaliação do observador 1 ($n = 3.000$)	Não identificável ou dúvida	n	133	13	146
		%	8,9%	0,9%	9,7%
	Identificável	n	65	1.289	1.354
		%	4,3%	85,9%	90,3%
	Total	n	198	1.302	1.500
		%	13,2%	86,8%	100,0%
5) Única avaliação do observador 2 ($n = 3.000$)	Não identificável ou dúvida	n	103	23	126
		%	6,9%	1,5%	8,4%
	Identificável	n	48	1.326	1.374
		%	3,2%	88,4%	91,6%
	Total	n	151	1.349	1.500
		%	10,1%	89,9%	100,0%
6) Única avaliação do observador 3 ($n = 3.000$)	Não identificável ou dúvida	n	105	15	120
		%	7,0%	1,0%	8,0%
	Identificável	n	32	1.348	1.380
		%	2,1%	89,9%	92,0%
	Total	n	137	1.363	1.500
		%	9,1%	90,9%	100,0%

n , frequência absoluta; %, frequência relativa. Cenário 1 (McNemar: $\chi^2 = 77,51$; p -valor = 0,000); Cenário 2 (McNemar: $\chi^2 = 64,97$; p -valor = 0,000); Cenário 3 (McNemar: $\chi^2 = 44,12$; p -valor = 0,000); Cenário 4 (McNemar: $\chi^2 = 33,35$; p -valor = 0,000); Cenário 5 (McNemar: $\chi^2 = 8,11$; p -valor = 0,003); Cenário 6 (McNemar: $\chi^2 = 5,48$; p -valor = 0,020).

DISCUSSÃO

Não existe uma técnica de RM estabelecida para a avaliação dos elementos que compõem o manto cortical. São descritos na literatura vários tipos de sequências de pulso, como T1 GRE⁽¹⁰⁾, T2 GRE⁽¹¹⁾, *spoiled* GRASS, *gradient recalled in steady state* SPGR⁽¹²⁾, *spoiled* GRE⁽¹³⁾ e T1 IR GRE⁽¹⁴⁾. As imagens ponderadas pela técnica de GRE, obtidas por matrizes volumétricas isotrópicas, permitem alta resolução em qualquer um dos planos ortogonais escolhidos para reconstrução⁽⁵⁾.

Aquisições em T1 IR GRE promovem um melhor realce entre as substâncias cinzenta e branca nas circunvoluções entre os giros, pois a água que está contida na região cortical, concentrada principalmente no citoplasma dos neurônios e das células gliais, apresenta maior realce quando se procede uma recuperação da inversão para formar o sinal que dará origem à imagem por RM⁽¹⁵⁾. Este fato possibilita várias aplicações clínicas de relevância, tais como melhor visualização de lesões criptogênicas neocorticais e atrofia do hipocampo, associadas às epilepsias do lobo temporal⁽¹⁶⁾. Essa técnica tem sido indicada também na detecção de lesões corticais inflamatórias em pacientes com esclerose múltipla⁽¹⁴⁾.

O realce que T1 IR GRE promove entre a substância cinzenta e a branca no córtex cerebral possibilita discriminar de modo eficaz essa estrutura do líquido cefalorraquidiano, o que auxiliaria nos processos de segmentação para os estudos volumétricos⁽¹⁷⁾. Em um estudo de meta-análise sobre fatores que influenciam na determinação volumétrica da amígdala por RM, demonstrou-se que o principal fator para as alterações de volume foi a falta de precisão na definição anatômica da região⁽¹⁸⁾. Portanto, um método que traga precisão para delimitar as bordas do referencial escolhido nos estudos anatômicos volumétricos pode auxiliar a sua correta descrição, tornando os resultados entre os estudos mais consistentes.

Considerando essas expectativas, o trabalho visou avaliar se efetivamente, em termos práticos, a técnica de obtenção de imagem T1 IR GRE apresenta melhor desempenho ao identificar as 27 estruturas anatômicas que formam a superfície lateral do cérebro, tendo como base o método descrito por Naidich et al.⁽³⁾, quando comparada com técnica T1 GRE. Com base nos materiais e métodos adotados, que contemplou principalmente cinco avaliações de 30 RMs de crânio em cada uma das técnicas de obtenção de imagens e hemisférios cerebrais, pôde-se concluir, estatisticamente, que T1 IR GRE teve melhor desempenho em relação a T1 GRE, a despeito de essa diferença não ser tão grande.

Entretanto, deve-se levar em consideração as limitações do estudo. A escolha das sequências foi baseada no seu uso habitual para a identificação de referenciais anatômicos do manto cortical, sendo a sua qualidade evidenciada pelo uso diário. A comparação de diferentes protocolos de T1 GRE e T1 IR GRE para caracterizar a relação sinal-ruído e a relação

ruído-coeficiente de redução (quantitativos) e a inclusão de critérios de qualidade visual (qualitativo) dariam maior robustez aos resultados. Apesar de ser estatisticamente significante a frequência de imagens nos dois métodos de comparação, destaca-se que esse desempenho foi levemente superior em T1 IR GRE quando comparado a T1 GRE. Seria interessante reproduzir esse estudo em diferentes aparelhos, além de incluir um número maior de voluntários, para ratificar esses achados.

CONCLUSÃO

Após confirmar que as duas técnicas de imagens, T1 GRE e T1 IR GRE, tiveram sua confiabilidade comprovada por meio da obtenção de boas classificações dos índices de concordância kappa, ponderada na avaliação das 27 estruturas anatômicas cerebrais pelas análises intraobservador e interobservadores, o teste de McNemar auxiliou na conclusão de que a técnica T1 IR GRE permite identificar as estruturas anatômicas mais facilmente do que a T1 GRE. Para a execução dos testes estatísticos necessitou-se assumir que a avaliação da imagem de cada um dos 27 referenciais anatômicos fosse independente da outra. Essa hipótese não se verifica no contexto da pesquisa, porque, em essência, trata-se do mesmo observador, mesma imagem e mesmo indivíduo; no entanto, os resultados permaneceram estáveis em seis cenários simulados, lançando indícios a favor dos achados encontrados. A despeito das limitações do estudo, a evidência estatística de melhor desempenho do método T1 IR GRE comparativamente ao método T1 GRE deve ser avaliada ainda no plano prático, ou seja, custo *versus* benefício, uma vez que em um dos cenários simulados o desempenho do método T1 IR GRE foi apenas 1,1% superior ao T1 GRE em identificar as estruturas anatômicas cerebrais. Em grandes amostras, como no caso da utilização de cada uma das imagens para execução do teste de McNemar, a significância estatística pode sobressair mesmo sem evidências de significativas diferenças práticas.

REFERÊNCIAS

1. Kopp AF, Schroeder S, Baumbach A, et al. Non-invasive characterisation of coronary lesion morphology and composition by multislice CT: first results in comparison with intracoronary ultrasound. *Eur Radiol.* 2001;11:1607–11.
2. Naidich TP, Brightbill TC. Systems for localizing fronto-parietal gyri and sulci on axial CT and MRI. *Int J Neuroradiol.* 1996;2:313–38.
3. Naidich TP, Valavanis AG, Kubik S, et al. Anatomic relationships along the low-middle convexity: Part II: lesion localization. *Int J Neuroradiol.* 1997;3:393–409.
4. Bushong SC, Clarke G. *Magnetic resonance imaging: physical and biological principles*: St Louis, MO: Elsevier Mosby; 2013.
5. Hashemi RH, Bradley WG Jr, Lisanti CJ. *MRI – The basics*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
6. Ribas GC, Yasuda A, Ribas EC, et al. Surgical anatomy of micro-neurosurgical sulcal key points. *Neurosurgery.* 2006;59(4 Suppl 2):ONS177–210.
7. Robichon F, Levrier O, Farnarier P, et al. Developmental dyslexia:

- atypical cortical asymmetries and functional significance. *Eur J Neurol.* 2000;7:35–46.
8. Wetzel SG, Johnson G, Tan AG, et al. Three-dimensional, T1-weighted gradient-echo imaging of the brain with a volumetric interpolated examination. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2002;23:995–1002.
 9. Byrt T, Bishop J, Carlin JB. Bias, prevalence and kappa. *J Clin Epidemiol.* 1993;46:423–9.
 10. Clark MM, Plante E. Morphology of the inferior frontal gyrus in developmentally language-disordered adults. *Brain Lang.* 1998;61:288–303.
 11. Tamraz JC, Comair YG. Brain cortical mantle and white matter core. In: Tamraz JC, Comair YG, editors. *Atlas of regional anatomy of the brain using MRI: with functional correlations.* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 51–160.
 12. Foundas AL, Weisberg A, Browning CA, et al. Morphology of the frontal operculum: a volumetric magnetic resonance imaging study of the pars triangularis. *J Neuroimaging.* 2001;11:153–9.
 13. Keller SS, Highley JR, Garcia-Finana M, et al. Sulcal variability, stereological measurement and asymmetry of Broca's area on MR images. *J Anat.* 2007;211:534–55.
 14. Calabrese M, De Stefano N, Atzori M, et al. Detection of cortical inflammatory lesions by double inversion recovery magnetic resonance imaging in patients with multiple sclerosis. *Arch Neurol.* 2007;64:1416–22.
 15. Malek AM, Higashida RT, Phatouros CC, et al. Treatment of posterior circulation ischemia with extracranial percutaneous balloon angioplasty and stent placement. *Stroke.* 1999;30:2073–85.
 16. Achten E, Boon P, De Poorter J, et al. An MR protocol for presurgical evaluation of patients with complex partial seizures of temporal lobe origin. *AJNR Am J Neuroradiol.* 1995;16:1201–13.
 17. Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000;2:315–37.
 18. Brierley B, Shaw P, David AS. The human amygdala: a systematic review and meta-analysis of volumetric magnetic resonance imaging. *Brain Res Rev.* 2002;39:84–105.