

Método para medida do comprimento da cóclea por meio de ressonância magnética

A method for measuring the length of the cochlea through magnetic resonance imaging

Fernando Pochini Sobrinho¹, Paulo Roberto Lazarini², Hea Jung Yoo³, Luiz de Abreu Júnior⁴, Altino de Sá Meira⁵

Palavras-chave: cóclea, imagem por ressonância magnética, imagem tridimensional, implante coclear.
Keywords: cochlea, magnetic resonance image, three-dimensional imaging, cochlear implant.

Resumo / Summary

Sabe-se que a deficiência auditiva afeta boa parte da população. Nos casos em que a surdez é profunda e bilateral, podem ocorrer problemas na aquisição de fala nas crianças, bem como na comunicação e socialização do indivíduo. O implante coclear vem sendo utilizado como opção terapêutica para esses casos. Na atualidade a Ressonância magnética da orelha interna é exame obrigatório na avaliação pré-operatória destes pacientes. No dia-a-dia, nos perguntamos se a ressonância magnética pode fornecer dados não só qualitativos como também quantitativos, com medidas lineares reais na cóclea reconstruída em imagens em três dimensões. **Objetivo:** O objetivo deste estudo é propor uma técnica para obtenção de medidas do comprimento da cóclea em imagens de ressonância magnética obtidos de ossos temporais de cadáveres. **Material e Método:** Foram avaliadas imagens de reconstrução em três dimensões da cóclea de seis cadáveres. Por meio de sobreposição de régua digitalizadas sobre estas imagens foi possível medir o comprimento coclear. **Resultado:** Estas medidas variaram de 17 a 26,5 milímetros. **Conclusão:** Conclui-se que foi possível medir o comprimento da cóclea em imagens em três dimensões de ressonância magnética pelo método proposto.

We know that hearing impairment affects a large part of the population. In cases of profound and bilateral hearing loss, children may have problems in speech development, as well as communication and socialization. Cochlear implants have been used as a treatment option in these cases. Today, inner ear MRI is a mandatory test in the preoperative evaluation of these individuals. In our daily routines, we wonder whether MRI can provide not only qualitative, but also quantitative data, with real cochlear linear values built from three dimension images. **Aims:** The aim of the present investigation is to propose a method to obtain MRI cochlear length measures from the temporal bones of cadavers. **Material and Methods:** We assessed three dimensional images from the cochlea of six cadavers. By overlapping digitalized rulers on these images it was possible to measure cochlear length. **Results:** These measures varied between 17 and 26.5 millimeters. **Conclusions:** We have concluded that it was possible to measure cochlear length from three dimensional MRI images, by employing the method hereby proposed.

¹ Mestre pela Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo. Professor Adjunto II de Otorrinolaringologia da Universidade Santo Amaro, UNISA.

² Professor Doutor, Professor do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.

³ Médica Radiologista, Professora Assistente do Serviço de Diagnóstico por Imagem da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.

⁴ Doutor pela Faculdade de Medicina da Universidade São Paulo, Radiologista do Hospital São Luiz.

⁵ Biomédico pela Universidade Santo Amaro. Responsável Técnico pelo Serviço de Ressonância Magnética da Santa Casa de São Paulo.

Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo.

Endereço para correspondência: Fernando Pochini Sobrinho - Rua Eugênio Betarello 55 Vila Progredior apto. 133 bloco D São Paulo SP 05616-090.

Tel. (0xx11) 3721-6235 - 8279-2497 - E-mail: fernandopochini@uol.com.br

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) da RBORL em 29 de outubro de 2005. cod. 1557

Artigo aceito em 6 de novembro de 2008.

INTRODUÇÃO

Introduzido comercialmente em 1972, o implante coclear (IC) (House 3M®) pode estimular diretamente o nervo auditivo, quando colocado no interior da cóclea (rampa do tímpano)¹. Atualmente, com a maior utilização destes dispositivos no tratamento de pacientes com deficiência auditiva, cresce a importância sobre o conhecimento anatômico do canal espiral coclear, local onde é introduzido o eletrodo.

Na atualidade, os exames de imagem são empregados rotineiramente na avaliação diagnóstica pré-operatória dos pacientes candidatos à utilização do IC com o objetivo de identificar as condições anatômicas da cóclea. A tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM) são os exames aplicados nesta investigação²⁻¹³.

Jackler et al.² encontraram uma taxa de 46% de falso negativo quando compararam os resultados de TC de alta resolução com os achados cirúrgicos em 36 orelhas implantadas. Nikolopoulos et al.³ também apresentaram uma taxa de sensibilidade de cerca de 62,5%, em estudo com 108 crianças. Estes dois estudos concluem que um exame pré-operatório normal de TC da cóclea não exclui a possibilidade de se encontrar uma obstrução coclear durante o ato cirúrgico para a colocação do IC. Fato este atribuído a pequenos graus de ossificação e fibrose no canal coclear.

Em meados de 1980, foi introduzido comercialmente um novo equipamento de diagnóstico por imagens: a ressonância magnética. Os princípios desta técnica foram elaborados por Felix Bloch e Edward M. Purcell, que dividiram o Prêmio Nobel de Física em 1952 (Shampo, Kyle, 1995)⁴.

Já a RM vem sendo utilizada como exame de escolha para avaliação das obstruções do canal espiral da cóclea nos dias de hoje⁵⁻¹⁵.

Casselman et al.⁵ descreveram primeiramente a técnica de RM em 3DFT (three-dimensional Fourier transformation, "CISS" construtive interference in stead state) para estudo da orelha interna e ângulo ponto-cerebelar. Em estudo de 50 orelhas normais e 10 com doenças, evidenciaram imagens com detalhes da cóclea, canais semicirculares e vestíbulo, além dos nervos cranianos facial e vestíbulo-coclear.

Silberman et al.⁷ avaliaram 40 pacientes que receberam IC e comentaram a importância de se realizar a RM, principalmente em crianças com perda auditiva profunda. Destacaram que a fibrose pode não ser identificada pelas imagens de TC; assim, os dois exames se complementariam na avaliação pré-operatória.

Guirado et al.⁶, em estudo com TC e RM em 30 pacientes com perda profunda, encontraram anormalidades como otosclerose, malformação de orelha interna, agenesia de canais semicirculares, malformação de Mondini, displasia labiríntica e labirintite ossificante. Em um dos casos, a

TC foi normal e a RM mostrou uma anormalidade no sinal e na configuração da cóclea.

Himi et al.¹³ estudaram os achados na reconstrução 3D de TC de ossos temporais na avaliação de pacientes para cirurgia de IC. Ressaltaram os benefícios das imagens de reconstrução 3D de TC, concordando, porém, com a superioridade das imagens de RM para avaliar a permeabilidade do espaço perilinfático. Comentaram que a TC teria uma indicação maior no pós-operatório, pois a RM estaria contra-indicada em pacientes com implante coclear.

Baumgartner et al.¹⁴ comprovaram que a RM poderia ser realizada em um paciente já implantado, sem necessidade de remoção da unidade ou ainda prejuízo na capacidade de funcionamento do implante coclear, em 30 pacientes estudados.

Arnold et al.⁸ realizaram estudo com TC e RM em 10 pacientes voluntários normais e 13 pacientes com surdez súbita, perda auditiva progressiva, zumbido de início recente ou vertigem. O estudo confirmou que a TC não pode demonstrar satisfatoriamente o labirinto membranoso, nervos no meato acústico interno e o ângulo ponto-cerebelar. Também lembraram que a RM realizada com injeção de contraste, ácido gadolinium dietilenotriaminapentacético (Gd-DTPA), leva a uma sensibilidade ainda mais alta na detecção de pequenos tumores no meato acústico interno e ângulo ponto-cerebelar.

Gleeson et al.¹⁵, em estudo retrospectivo em 88 pacientes que realizaram IC, 24 deles haviam sido submetidos a TC e RM no pré-operatório. Os achados cirúrgicos foram comparados com os obtidos por imagem. Os autores descreveram que a capacidade de prever o estado da anatomia da orelha interna foi semelhante em ambos os exames (79% de correlação com os achados cirúrgicos). A associação da RM e da TC não aumentou a sensibilidade na avaliação da permeabilidade do canal espiral da cóclea, de acordo com estes autores.

Ketten et al.¹⁶ realizaram TC com reconstrução 3D do canal espiral coclear em 20 pacientes que receberam um IC NucleusR. Obtiveram medidas do comprimento médio do canal espiral de 33,01mm ± 2,31 para as medidas em TC 3D. A profundidade média atingida pelo eletrodo inserido foi de 20,19mm ± 2,86.

Com a técnica de inclusão em bloco de um osso temporal de um paciente de 76 anos e sua análise em um computador, Takagi, Sando¹⁷ estimaram o comprimento coclear como sendo de 36,3mm com cálculos em 3D, contra os 30,8 mm, utilizando-se medidas por técnicas 2D de reconstrução gráfica.

Novas técnicas de reconstrução 3D RM vêm sendo recentemente descritas e comparadas. Jung et al.¹⁸ compararam a técnica de RM 3D DRIVE (3D driven equilibrium) a 3D (3-dimensional) bFFE (balanced fast-field echo) e verificaram uma possível superioridade do 3D DRIVE na avaliação de estruturas da orelha interna.

Lane et al.¹⁹ verificaram que ambas as técnicas 3D CISS (three-dimensional constructive interference in the steady state) e 3D FRFSE (three-dimensional 3D fast recovery fast spin-echo) originaram imagens de alta resolução do labirinto. Naganawa et al.²⁰ compararam imagens contrastadas de T1 pesado adquiridas por 3D rIR (fast spin-echo-based three-dimensional real inversion recovery) com aquelas adquiridas por 3D SPGR (gradient echo-based), na visualização de pequenas estruturas no osso temporal e determinando se ambas as técnicas são úteis para visualizar aumento no fluido coclear, em 7 homens voluntários. Verificaram que a técnica de 3D SPGR foi melhor para avaliar o espaço de fluido coclear, enquanto que a 3D Rir melhor para visualizar pequenas estruturas no osso temporal. Bartling et al.²¹ propuseram um método de fusão entre RM e TC, que melhorava o planejamento cirúrgico para tumores e implantes em uma cóclea parcialmente obstruída, disponível apenas para casos restritos. Naganawa et al.²² conseguiram imagem do fluido (espaço) endolinfático e do perilinfático separados 24h após injeção de ácido gadolínio-dietileno-triamina pentacético intratimpânico, em 3T. Afirmaram ainda que o espaço endolinfático pôde também ser diferenciado de osso e ar nos 4 pacientes estudados.

No dia-a-dia, nos perguntamos se a RM pode fornecer dados não só qualitativos como também quantitativos, com medidas lineares reais na cóclea reconstruída em imagens 3D.

O objetivo deste trabalho é propor uma técnica para aferição de medidas do comprimento da cóclea em imagens de ressonância magnética obtidos de ossos temporais de cadáveres.

MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi previamente avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, em 11 de setembro de 2002, sob o número 191/02.

Foram utilizados seis ossos temporais humanos adultos, obtidos de cadáveres no Serviço de Verificação de Óbitos da Capital de São Paulo, no período de 20/03/04 a 14/04/2004. Foram removidos com auxílio de instrumental cortante, pelo mesmo técnico, em até 12 horas após o óbito, e, então, mantidos em refrigeração a 4°C, submersos em solução aquosa de formol a 10% (Tabela 1). Os ossos temporais eram de cinco indivíduos do sexo feminino (83,33%) e de um do sexo masculino (16,67%). A média de idade dos ossos temporais foi de 67 anos.

Os ossos temporais foram transportados e mantidos na Sala de Dissecção do Departamento de Otorrinolaringologia da Santa Casa de São Paulo, submersos em solução de formol a 10% e refrigeração a 4°C, até que fossem levados ao Centro Diagnóstico da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo para a realização dos exames de imagem.

COCLEA A/3DSPIR	
GEOMETRY	
COIL SELECTION	Q-HEAD
HOMOGENETY CORRECTION	NONE
FOV(mm)	150
RFOV(%)	100
FOLDOVER SUPPRESSION	YES
MARIX SCAN	256
RECONSTRUCTION	512
SCAN PERCENTAGE (%)	100
OVERCONTIGUOS SLICE	YES
STACKS	1
TYPE	PARALLEL
SLICES	30
SLICE THICKNESS (mm)	0,6
SLICE GAP	USER DEFINED
GAP (mm)	0,00
SLICE OREINTATION	TRANSVERSE
FOLDOVER DIRECTION	AP
USE GEOMETRY	NONE
SLICE SCAN ORDER	ASCEND
PLANALIGN	NO
REST SLABS	0
SHARED	NO
CURRENT	0
TYPE	
THICKNESS (mm)	
POSITION	
GAP	
INTERACTIVE POSITIONING	NO
PATIENT POSITION	HEAD FIRST
ORIENTATION	SUPINE
CONTRAST	
SCAN MODE	3D

Figura 1. Protocolo de reconstrução 3D RM

A RM foi realizada no período de até uma semana após a obtenção dos ossos temporais. As imagens foram adquiridas utilizando-se seqüência volumétrica com ponderação T2 e com técnica para supressão do sinal da gordura - SPIR (Figuras 1 e 2), obtendo-se então reconstruções tridimensionais (3D), que foram usadas para as medidas da cóclea. O aparelho de ressonância utilizado foi o Gyroscan T10-NT Powertrak 1000 (1,0 Tesla), Philips Medical Systems. Os ossos temporais foram acondicionados em uma bobina de superfície circular (C3) para realização do exame.

TECNIQUE	SE
CONTRAST ENHANCEMENT	NO
FAST IMAGING MODE	TSE
TSE FACTOR	74
ECHOES	1
PARTIAL ECHO	NO
TE(MS)	650
FLIP ANGLE (deg)	70,00
TR	USER DEFINED
(ms)	5000
HALF SCAN	YES
FACTOR	0,725
WATER FAT SHIFT	USER DEFINED
(pixels)	2.000
SHIM	VOLUME
SPIR	YES
MTC	NO
DIFFUSION MODE	NO
SAR MODE	DEFAULT
GRADIENT MODE	DEFAULT
MOTION	
CARDIAC SYNCRONISATION	NO
RESPIRATORY SYNCRONISATION	NO
FLOW COMPENSATION	YES
NSA	1
POSTPROC	
PREPARATION PHASES	AUTO
MIP/MPR	NO
IMAGES	
O:M no no no	
AUTOVIEW IMAGE	M
REFERENCE TISSUE	WHITE MATTER
PRESET WINDOW CONTRAST	SOFT

Figura 2. Protocolo de reconstrução 3D RM (continuação).

Com a técnica de reconstrução em 3D, obtiveram-se imagens da orelha interna em planos coronal e axial. As reconstruções em plano coronal foram as escolhidas por produzirem melhor visibilidade dos giros cocleares. Entre as imagens obtidas para cada caso, elegeu-se a que reproduzisse melhor todos os giros cocleares (Figura 3).

As seis imagens escolhidas foram analisadas em um computador, integrante dos aparelhos de RM da Philips Medical Systems, para realização das medidas. Inicial-



Figura 3. Imagem de ressonância magnética em 3D do caso 3.

mente, obteve-se o comprimento coclear. Para medi-lo utilizaram-se imagens de régua digitalizadas marcadas em milímetros, ferramenta integrante do programa do computador, projetadas sobre as imagens da cóclea. Mediou-se o comprimento do canal espiral da cóclea, partindo-se do seu ponto mais próximo ao vestíbulo até chegar ao seu ápice.

Devido à curvatura da cóclea, seria impossível realizar, desta forma, a medida do canal espiral da cóclea. Como solução, segmentou-se o canal espiral em diversas porções e assim foi possível obter a medida de cada um deles e, ao realizar a somatória dos valores obtidos, ter a medida do comprimento total da cóclea.

Para cada medição, aplicaram-se, sobre as imagens cocleares, estas régua com medidas pré-determinadas de 2,0, 1,5 e 1,0mm. Sobre cada imagem, foi necessária a aplicação de várias régua até se atingir o ápice da cóclea. As primeiras seis régua aplicadas (R1 a R6) mediam 2mm, enquanto as seguintes tinham tamanhos menores para poder seguir o contorno coclear (R7 a Rx). Nas Figuras de 4 e 5, verificam-se esquemas onde a cóclea é medida.

RESULTADOS

Escolheu-se uma das várias imagens 3D RM obtidas para os casos de 1 a 6; a que forneceu melhor visualização dos giros do canal espiral coclear (como exemplo, Figura 6).

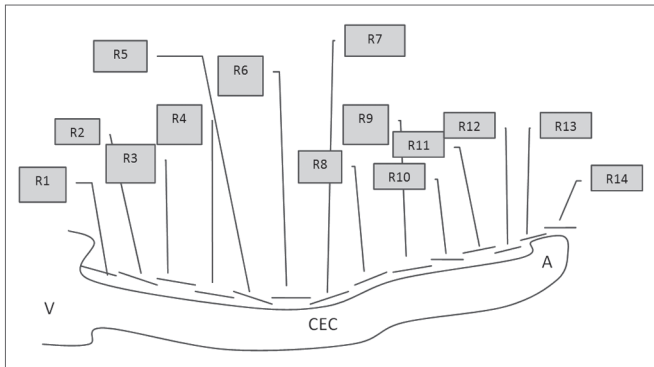


Figura 4. Esquema das medidas do comprimento nas imagens de ressonância magnética em 3D no canal espiral da cóclea, sendo R=medida na ressonância magnética. V=vértice, A=ápice, CEC=canal espiral da cóclea.

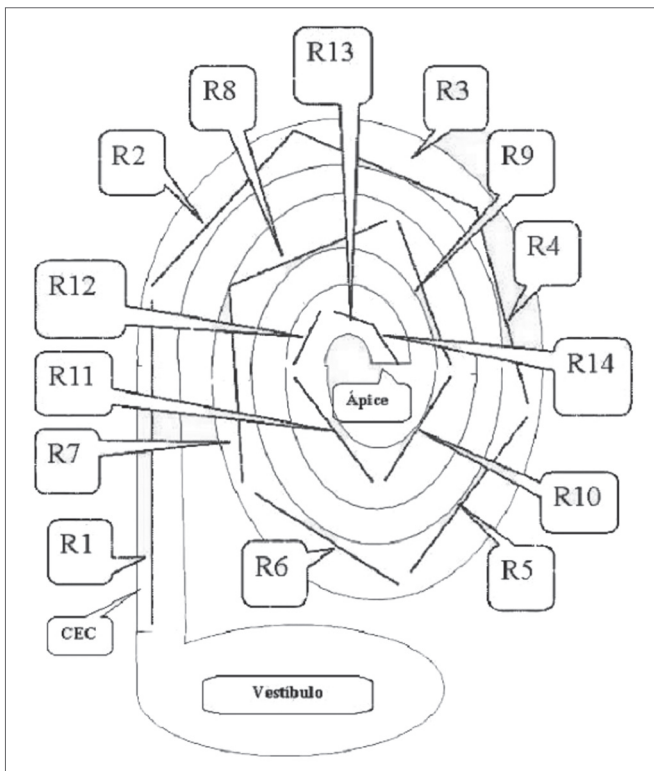


Figura 5. Desenho esquemático, mostrando como foram realizadas as medidas nas imagens de ressonância magnética em 3D. R=medida entre dois pontos no canal espiral da cóclea (CEC). As medidas foram feitas, partindo-se do vértice em direção ao ápice coclear, com medidas prefixadas de 2 mm para as primeiras 6 medidas (R1, R2,..., R6) e medidas prefixadas de 2 mm, 1,5 mm ou 1 mm, para as medidas de R6 a Rx (R14).

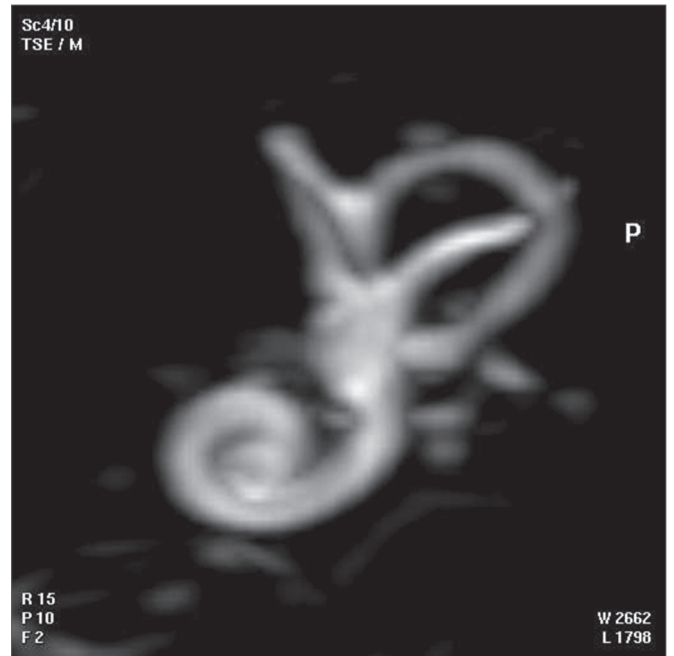


Figura 6. Imagem de ressonância magnética em 3D, escolhida por fornecer melhor visualização dos giros do canal espiral da cóclea para o osso temporal do caso 1.

Aferiram-se os comprimentos das imagens 3D RM obtidos de uma mesma cóclea para cada osso temporal (Tabela 2). Para isso utilizaram-se medidas pré-fixadas, partindo-se do vértice e dirigindo-se ao ápice coclear (Tabela 3).

Os resultados obtidos puderam ser comparados (Tabela 3), entre as 6 cócleas estudadas.

Tabela 1. Classificação dos ossos temporais por número de registro, idade e sexo. Fonte: Serviço de Verificação de Óbitos da Capital de São Paulo (SVO).

	No. SVO	IDADE (anos)	SEXO
Caso 1	3043	80	F
Caso 2	3030	69	F
Caso 3	3038	76	F
Caso 4	3037	62	F
Caso 5	3035	60	M
Caso 6	276	55	F

Tabela 2. Medidas dos comprimentos dos canais espirais cocleares obtidos nas imagens 3D de ressonância magnética (RM), em seis ossos temporais humanos.

	Comprimento da cóclea na RM (em mm)
Caso 1	23,00
Caso 2	19,00
Caso 3	23,50
Caso 4	22,00
Caso 5	26,50
Caso 6	17,00

tendo observado ainda efeitos benéficos da utilização simultânea dos exames. Himi et al.¹⁵ ressaltaram, porém, a superioridade da RM 3D em relação à TC, em avaliar a patência do espaço perilinfático. Jackler et al.² e Nikolopoulos et al.³ referiram que um exame pré-operatório normal de TC não exclui a possibilidade de se encontrar uma cóclea obstruída na cirurgia. A ressonância magnética (RM) vem sendo, portanto, utilizada como exame de escolha para avaliação de obstruções do canal espiral, principalmente em pacientes que são candidatos a implante coclear⁴⁻¹⁴.

A RM 3D ofereceu imagens de excelente qualidade do canal espiral coclear em nossos casos, mesmo que tenham sido realizadas em ossos temporais de cadáveres.

Tabela 3. Valores das medidas pré-determinadas "R" (distância entre dois pontos na imagem do canal espiral), aferidas para as medidas dos comprimentos dos canais espirais das imagens 3D de ressonância magnética dos ossos temporais. Distâncias em mm, partindo-se do vestíbulo (R1) em direção ao ápice coclear nas imagens de 3D de RM (Rx) nos casos 1 a 6.

Distância	Caso 1	Caso 2	Caso 3	Caso 4	Caso 5	Caso 6
R1	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R2	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R3	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R4	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R5	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R6	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00
R7	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	1,50
R8	2,00	2,00	2,00	2,00	2,00	1,50
R9	2,00	1,00	2,00	2,00	2,00	1,00
R10	1,50	1,00	1,50	1,50	2,00	1,00
R11	1,50	1,00	1,50	1,50	2,00	DNM
R12	1,00	DNM	1,50	1,00	2,00	DNM
R13	1,00	DNM	1,00	DNM	1,50	DNM
R14	DNM	DNM	DNM	DNM	1,00	DNM
Comprimento (mm)	23,00	19,00	23,50	22,00	26,50	17,00

DISCUSSÃO

Recentemente, as cirurgias otológicas envolvendo a orelha interna têm-se tornado cada vez mais freqüentes, o que exige um conhecimento anatômico mais apurado dos cirurgiões, além de informações mais fidedignas sobre as medidas e as relações estruturais do labirinto, quer para elaboração de novas técnicas cirúrgicas, quer por aplicação de aparelhos e dispositivos como implantes, válvulas e outros. Colocado na rampa do tímpano (House, 1972)¹, o IC levou a um aumento no número de procedimentos cirúrgicos relacionados com a orelha interna.

Os exames que podem avaliar o canal espiral coclear são a TC e a RM. Segundo Gleeson et al. (2003)¹⁶, não houve diferenças significativas na avaliação pré-operatória para realização de implante coclear entre TC e RM, não

Takagi, Sando (1989)¹⁸, em estudo de secções histológicas do osso temporal, utilizaram método de medidas da cóclea por computador em 3D, comparando com medidas em 2D, encontrando como extensão coclear valores de 36,3mm para as medidas em 3D, e 30,28mm, para as medidas em 2D. Assim como em nossos casos, o computador pode ter interferido nas medidas reais da cóclea, quando comparado aos métodos de medições diretos. As medidas de Takagi, Sando (1989)¹⁸ em cortes histológicos com auxílio de técnicas em 3D de computador forneceram valores acima dos evidenciados nos seis casos aqui estudados.

Ketten et al. (1998)¹⁷, medindo o canal espiral coclear com TC pré-operatória e durante procedimentos cirúrgicos para implante coclear, verificaram uma extensão

média coclear de cerca de 33,01, com desvio padrão de 2,31mm. Estes valores não se aproximaram dos valores das nossas imagens 3D RM (17 a 26,50mm).

Diferentemente destes estudos, nos quais os valores obtidos por TC parecem ter relação mais fidedigna com o tamanho real da cóclea, as medidas de imagens da cóclea por RM 3D, no presente estudo, não foram iguais, ficando as imagens com o tamanho coclear provavelmente diminuído.

Também as medidas nos casos 2 e 6 apresentaram tamanho bem menor que os outros casos estudados. Isto pode ter ocorrido por uma medida subestimada realizada pela RM ou até mesmo devido a uma variabilidade real existente no tamanho coclear dos ossos temporais analisados.

Novas técnicas de reconstrução 3D RM foram descritas¹⁸⁻²² recentemente.

Um estudo com número maior de casos e o aperfeiçoamento das técnicas de aquisição das imagens poderá nos indicar medidas cocleares mais precisas, para que estas possam ser utilizadas na prática otorrinolaringológica. Isto proporcionará condições de, com as imagens da cóclea por RM, estabelecer o seu real tamanho para um paciente que irá receber um implante coclear. Deste modo, poder-se-á definir um procedimento mais individualizado, com variações no tamanho e na distribuição de eletrodos pela cóclea, o que poderá proporcionar uma melhor estimulação ao longo de toda a extensão coclear.

CONCLUSÃO

Foi possível obter o comprimento da cóclea de ossos temporais de cadáveres por meio de técnica de medidas com réguas sobrepostas em imagens de reconstrução em 3D de RM destes ossos. Os resultados obtidos parecem ser menores que os citados na literatura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. House WF. Cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1976;85(27 Suppl3 Pt2):1-93.
2. Jackler RK, Luxford WM, Schindler RA, McKerrow WS. Cochlear patency problems in cochlear implantation. *Laryngoscope.* 1987;97: 801-5.
3. Nikolopoulos TP, O'Donoghue GM, Robinson KL, Holland IM, Ludman C, Gibbin KP. Preoperative radiologic evaluation in cochlear implantation. *Am J Otol.* 1997; 18 (6 suppl : S)73-4.
4. Shampo MA, Kyle RA, Felix Bloch. Developer of Magnetic Resonance Imaging. *Mayo Clin Proc.* 1995; 70:889.
5. Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, Ampe W, Dehaene I, Meeus

- L. Constructive interference en steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *AJNR*1993;14:47-57.
6. Guirado CR, Martinez P, Roig R, Miroso F, Salmerón J, Florensa F et al. Three-dimensional MR of the inner ear with steady-state free precession. *AJNR.* 1995;16:1909-13.
7. Silberman B, Garabedian É, Denoyelle F, Moatti L, Roger G. Role of modern imaging technology in the implementation of pediatric cochlear implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1995;104:42-6.
8. Arnold B, Jäger L, Grevers G. Visualization of inner ear structures by three-dimensional high-resolution magnetic resonance imaging. *Am J Otol.* 1996;17:480-5.
9. Hans P, Grant AJ, Laitt RD, Ramsden RT, Kassner A, Jackson A. Comparison of three-dimensional visualization techniques for depicting the scala vestibule and scala tympani of the cochlea by using high-resolution MR imaging. *AJNR.* 1999;20:1197-206.
10. Murugasu E, Hans P, Jackson A, Ramsden RT. The application of three-dimensional magnetic resonance imaging rendering of the inner ear in assessment for cochlear implantation. *Am J Otol.* 1999;20:752-7.
11. Phelps PD, Proops DW. Imaging for cochlear implants. *J Laryngol Otol.* 1999;113:21-23.
12. Marsot-Dupuch K, Meyer B. Cochlear implant assessment: imaging issues. *Eur J Radiol.* 2001;40:119-32.
13. Himi T, Kataura A, Sakata M, Odawara Y, Sattoh J, Sawaishi M. Three-dimensional imaging of the temporal bone using a helical CT scan and its application in patients with cochlear implantation. *ORL.* 1996;58: 298-300.
14. Baumgartner WD, Youssefzadeh S, Hamzavi J, Czerny C, Gstoettner W. Clinical Application of Magnetic Resonance Imaging in 30 Cochlear Implant Patients. *Otology & neurotology.* 2001;22(6):818-22.
15. Gleeson TG, Bresnihan LM, Gaffney R, Brennan P, Viani L. High resolution computed tomography and magnetic resonance imaging in the pre-operative assessment of cochlear implant patients. *J Laryngol Otol.* 2003;117:692-5.
16. Ketten DR, Skinner MW, Wang G, Vannier MW, Gates GA, Elly JN. In vivo measures of cochlear length and insertion depth of nucleus cochlear implant electrode arrays. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1998; 107:1-16
17. Takagi A, Sando I. Computer-aided Three-dimensional reconstruction: a method of measuring temporal bone structures including the length of the cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1989;98:515-22.
18. Jung NY, Moon W, Lee MH, Chung EC. Magnetic Resonance Cisternography: Comparison between 3-Dimensional Driven Equilibrium with Sensitivity Encoding and 3-Dimensional Balanced Fast-Field Echo Sequences with Sensitivity Encoding. *J Comput Assist Tomogr.* 2007; 31(4):588-91.
19. Lane JL, Ward H, Witte RJ, Bernstein MA, Driscoll CLW. 3-T Imaging of the Cochlear Nerve and Labyrinth in Cochlear-Implant Candidates: 3D Fast Recovery Fast Spin-Echo versus 3D Constructive Interference in the Steady State Techniques. *AJNR.* 2004;25:618-22.
20. Naganawa S, Koshikawa T, Nakamura T, Fukatsu H, Ishigaki T, Aoki I. High-resolution T1-weighted 3D real IR imaging of the temporal bone using triple-dose contrast material. *Eur Radiol.* 2003;13:2650-8.
21. Bartling SH, Peldschus K, Rodt T, Kral F, Matthies H, Kikinis R, Becker H. Registration and Fusion of CT and MRI of the Temporal Bone. *J Comput Assist Tomogr.* 2005; 29(3): 305-10.
22. Naganawa S, Sugiura M, Kawamura M, Fukatsu H, Sone M, Nakashima T. Imaging of Endolymphatic and Perilymphatic Fluid at 3T After Intratympanic Administration of Gadolinium-Diethylene-Triamine Pentaacetic Acid. *AJNR.* 2008; 29:724-26.