

DANIELLE AYUMI NISHIMURA

**Análise de ressonância magnética com baixo campo para mensuração
da porosidade óssea alveolar**

São Paulo
2020

DANIELLE AYUMI NISHIMURA

**Análise de ressonância magnética com baixo campo para mensuração
da porosidade óssea alveolar**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia, para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Profa. Dra. Emiko Saito Arita

São Paulo

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nishimura, Danielle Ayumi.

Análise de ressonância magnética com baixo campo para mensuração da porosidade óssea alveolar / Danielle Ayumi Nishimura; orientador Emiko Saito Arita. -- São Paulo, 2020.

94 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Imagem por ressonância magnética. 2. Osteoporose. 3. Porosidade. 4. Densidade óssea. I. Arita, Emiko Saito. II. Título.

Nishimura DA. Análise de ressonância magnética com baixo campo para mensuração da porosidade óssea alveolar. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 22/05/2020

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Thasia Luiz Dias Ferreira

Instituição: Universidade de Guarulhos (UNG) Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Marcelo Eduardo Pereira Dutra

Instituição: Universidade Nove de Julho (UNINOVE) Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr(a). Claudio Costa

Instituição: Universidade de São Paulo (USP) Julgamento: Aprovada

À minha família, que sempre me apoiaram e ficaram ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

À minha mãe, Sandra Marly Nishimura, meu maior apoio e admiração. Por toda ajuda e compreensão em todos os momentos. Se não fosse por ela, eu não teria chegado até aqui e terminado essa etapa importante na minha vida.

Ao meu irmão, Robson Toshio Nishimura, por ter me ajudado nos momentos difíceis, por toda sua paciência e companhia.

Ao meu tio, batian e tias, por todo carinho, atenção e apoio.

À minha orientadora, Professora Dra. Emiko Saito Arita, por ter sido uma mãe na pós graduação, por todos os conselhos e conhecimentos. Graças a ela, consegui seguir em frente.

Aos meus professores da graduação e pós graduação, por sempre ajudar e compartilhar todos os seus conhecimentos e experiências.

Aos meus amigos da pós graduação, por toda ajuda sempre, deixando o dia dia da pós muito mais feliz.

Aos meus amigos, que sempre me acompanharam em todos os momentos, me dando todo apoio.

À secretária do departamento de radiologia, Cidinha, que é a salvação de todos na pós graduação, sempre tratando todo mundo bem, muito paciente e gentil.

Ao Professor Dr. Arthur Rodriguez Gonzalez Cortes, por disponibilizar os dados dos pacientes, ajudando na metodologia e resultado desse estudo.

Ao Martinos Center – Massachusetts General Hospital – Universidade de Harvard, pela aprovação de uso das imagens de ressonância magnética.

À Universidade de McGill – Canadá, por analisar as imagens de micro-ct.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

Nishimura D.A. Análise de ressonância magnética com baixo campo para mensuração da porosidade óssea alveolar [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

A porosidade possui grande influência na resistência óssea, conforme as pessoas vão envelhecendo, a porosidade tende a aumentar, diminuindo a densidade mineral óssea. O objetivo principal desse trabalho foi a avaliação da porosidade óssea com a utilização da técnica de ressonância magnética de baixo campo, comparando com os dados do paciente como a idade e como objetivo secundário consiste em comparar os dados de ressonância magnética com os dados de micro-ct e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Foram incluídos 14 casos de paciente que haviam sido diagnosticados para colocação de ao menos um implante. Os pacientes foram submetidos a um exame de TCFC, onde foi medido as regiões de interesse (ROIs) de 6 mm de comprimento e 3 mm de largura, coincidindo com o local de colocação do implante. Com o software Osirix, foi medido os valores de pixel (densidade óssea). Os sítios implantares foram preparados com uma trefina, obtendo amostras ósseas de 3,0 milímetros de diâmetro e 7,0 milímetros de comprimento. As amostras de osso foram fixadas e armazenadas em solução tampão de formaldeído a 10%, para depois serem escaneados no aparelho de ressonância magnética. Das 14 amostras, as 8 primeiras amostras ósseas foram analisadas com uma máquina de micro-CT, onde analisamos quanto ao número (Tb.N), espessura (Tb.Th), espaçamento trabecular (Tb.Sp) e a fração volumétrica óssea (BV/TV). Os escaneamentos de RM (Ressonância Magnética) foram realizados em um aparelho de 0,3T para amostras (NMI20, Niumag Corporation, Shanghai, China). Os dados das curvas de T2 foram convertidos em porosidade da amostra óssea, isso é possível devido aos diferentes tempos T2 que as moléculas de água de cada poro possuem, uma vez que cada poro tem tamanhos diferentes, ou seja, a água dentro deles tem diferentes tempos T2. Assim, T2 é proporcional ao tamanho do poro. Nos gráficos da RM, conseguimos analisar a relação de quantidade de poros grandes e pequenos, uniformidade e tamanho médio dos poros. Na análise estatística, a normalidade foi avaliada para as variáveis contínuas (idade, porosidade com RM) através do teste de

Shapiro-Wilk. Análises de correlação foram realizadas entre todas as variáveis analisadas no estudo. Para teste de correlação foi utilizado os testes de correlação de Pearson e o teste de correlação de Spearman. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o software IBM SPSS Statistics 24. Os resultados dos testes foram considerados estatisticamente significativos quando $p < 0,05$. Como resultado achamos correlações positivas entre a fração volumétrica óssea (BV/TV) e espessura trabecular, e correlação negativa entre a fração volumétrica óssea (BV/TV) e raio médio dos poros; e entre a espessura trabecular e o espaçamento trabecular. Diante dos resultados encontrados, conseguimos achar uma correlação na paciente mais idosa de 70 anos, com os achados dos gráficos de RM, micro-ct e TCFC e nos pacientes mais novos, de 35 e 37 anos, tiveram os dois maiores valores de pixel em TCFC, ou seja, foram o que tiveram maior densidade.

Palavras-chave: Imagem por ressonância magnética. Osteoporose. Porosidade. Densidade óssea.

ABSTRACT

Nishimura DA. Magnetic resonance analysis with low field to measure alveolar bone porosity [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

Porosity has a great influence on bone strength, as people age, porosity tends to increase, decreasing bone mineral density. The main objective of this work was the evaluation of bone porosity using the low-field magnetic resonance technique, comparing it with patient data such as age and the secondary objective was to compare the magnetic resonance data with the data of micro-ct and cone beam computed tomography (CBCT). Case of 14 patients that had been diagnosed for placement of at least one implant were included. The patients underwent a CBCT exam, where the regions of interest (ROIs) of 6 mm in length and 3 mm in width were measured, coinciding with the implant placement site. Using the Osirix software, pixel values (bone density) were measured. The implant sites were prepared with a trephine, obtaining bone samples of 3.0 mm in diameter and 7.0 mm in length. The bone samples were fixed and stored in a 10% formaldehyde buffer solution, to then be scanned in the MRI (Magnetic Resonance Imaging) machine. Of the 14 samples, the first 8 bone samples were analyzed with a micro-CT machine, where we analyzed the number (Tb.N), thickness (Tb.Th), trabecular spacing (Tb.Sp) and the bone volume fraction (BV / TV). MRI scans were performed in a 0.3T sample device (NMI20, Niumag Corporation, Shanghai, China). The data of the T2 curves were converted into porosity of the bone sample, this is possible due to the different T2 times that the water molecules of each pore have, since each pore has different sizes, and consequently, the water inside them has different T2 times. Thus, T2 is proportional to the pore size. In the MRI charts, we were able to analyze the relationship between the number of large and small pores, uniformity and average pore size. In the statistical analysis, normality was assessed for continuous variables (age, porosity with MRI) using the Shapiro-Wilk test. Correlation analyzes were performed between all variables analyzed in the study. For the correlation test, Pearson's correlation test and Spearman's correlation test were used. All statistical analyzes were performed using the IBM SPSS Statistics 24 software. As a result, we found positive correlations between the bone

volume fraction (BV/TV) and trabecular thickness, and a negative correlation between the bone volume fraction (BV/TV) and the average pore radius; and between trabecular thickness and trabecular space. The test results were considered statistically significant when $p < 0.05$. In view of the results found, we were able to find a correlation in the oldest patient of 70 years, with the findings of the MRI, micro-ct and CBCT graphs and in the younger patients, of 35 and 37 years, they had the two highest pixel values in CBCT, they had the highest density.

Keywords: Magnetic resonance imaging. Osteoporosis. Porosity. Bone density.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Ilustração da anatomia do osso trabecular.....	26
Figura 2.2 - Imagem mostrando a microestrutura do osso cortical.....	27
Figura 2.3 - Imagem 3D de micro-ct mostrando a porosidade cortical do osso femoral.....	28
Figura 2.4 - Imagem da anatomia do osso mandibular	29
Figura 2.5 - Imagem da anatomia do osso maxilar.....	29
Figura 2.6 - Imagem da máquina de Ressonância Magnética: MesoMR23-060H-I RMN.....	31
Figura 2.7 - Parte das amostras para RMN.....	31
Figura 2.8 - Espaço tridimensional dos poros de arenito.....	32
Figura 2.9 - Espectroscopia por RM mostrando esquema de relaxação T2, mostrando os três principais sinais de RMN de 1H no osso. A água dos poros tem um $T_2 > 1$ ms em 4,7T, enquanto a água ligada do colágeno tem $T_2 \sim 300-400 \mu s$ e uma fração de sinal de RMN de 1H com $T_2 \sim 60 \mu s$ curto de núcleos de 1H em colágeno de matriz óssea.....	34
Figura 2.10 - Esquema mostrando os sinais de 1H com base no tempo de relaxamento T2: a água dos poros tem $T_2 > 1$ ms, a água ligada tem $T_2 \sim 300-400 \mu s$ e o colágeno tem $T_2 < 60 \mu s$	35
Figura 2.11 - Imagens A e B: A linha sólida mostra o limite interno do osso total e a linha tracejada o limite interno para análise do osso cortical. Imagens C e D: imagens de micro-CT mostrando a distribuição da porosidade.....	36
Figura 2.12 - Imagens de micro-CT mostrando distribuições de poros do osso cortical. No jovem há mais presença de poros normais e grande, enquanto no mais velho, há mais presenças de poros extragrandes e gigantes.....	37

Figura 4.1 - Esquema demonstrando a seleção da amostra.....	40
Figura 4.2 - Resultado da RM do paciente 1.....	44
Figura 4.3 - Gráfico do resultado da RM do paciente 2.....	45
Figura 4.4 - Dados do resultado da RM do paciente 2.....	45
Figura 5.1 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2.do paciente 1.....	48
Figura 5.2 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 2.....	50
Figura 5.3 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 3.....	51
Figura 5.4 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 4.....	53
Figura 5.5 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 5.....	54
Figura 5.6 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 6.....	56
Figura 5.7 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 7.....	57
Figura 5.8 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 8.....	59
Figura 5.9 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 9.....	60
Figura 5.10 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 10.....	62
Figura 5.11 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 11.....	63
Figura 5.12 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 12.....	65
Figura 5.13 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 13.....	66
Figura 5.14 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 14.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Análise descritiva das variáveis contínuas analisadas por este estudo...	47
Tabela 5.2 - Tabela dos dados de RM do paciente 1.....	48
Tabela 5.3 - Tabela dos dados de RM do paciente 2.....	49
Tabela 5.4 - Tabela dos dados de RM do paciente 3.....	51
Tabela 5.5 - Tabela dos dados de RM do paciente 4.....	52
Tabela 5.6 - Tabela dos dados de RM do paciente 5.....	54
Tabela 5.7- Tabela dos dados de RM do paciente 6.....	55
Tabela 5.8 - Tabela dos dados de RM do paciente 7.....	57
Tabela 5.9 - Tabela dos dados de RM do paciente 8.....	58
Tabela 5.10 - Tabela dos dados de RM do paciente 9.....	60
Tabela 5.11 - Tabela dos dados de RM do paciente 10.....	61
Tabela 5.12 - Tabela dos dados de RM do paciente 11.....	63
Tabela 5.13 - Tabela dos dados de RM do paciente 12.....	64
Tabela 5.14 - Tabela dos dados de RM do paciente 13.....	66
Tabela 5.15 - Tabela dos dados de RM do paciente 14.....	67
Tabela 5.16 - Tabela razão de volume de poros grandes e pequenos.....	69

Tabela 5.17 - Tabela da uniformidade de poros pequenos.....	70
Tabela 5.18 - Tabela da uniformidade de poros grandes.....	70
Tabela 5.19 - Tabela do tamanho médio dos poros pequenos.....	71
Tabela 5.20 - Tabela do tamanho médio dos poros grandes.....	72
Tabela 5.21 - Tabela da comparação de idade com os dados de TCFC e micro-ct.....	72
Tabela 5.22 – Tabela da análise de correlação linear.....	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
BV	Volume ósseo (<i>Bone volume</i> em inglês)
TV	Volume tecidual (<i>Tissue volume</i> em inglês)
Cbw	Concentração de água dos ossos (<i>Bound water concentration</i> em inglês)
Cpw	Concentração de água dos poros (<i>Pore water concentration</i> em inglês)
cm	Centímetro
Dicom	Imagem Digital e Comunicação em Medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> em inglês)
DMO	Densidade mineral óssea
DXA	Densitometria por absorção de raios-X de dupla energia
IMC	Índice de massa corporal
H ₂ O	Água
IP	Índice de porosidade
keV	Quilo elétron-volt
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Micro-CT	Microtomografia computadorizada
Mm	Milímetro
mT	Militesla
nm	Nanômetro
RM	Ressonância magnética
RMN	Ressonância magnética nuclear
ROIs	Regiões de interesse
STL	Estereolitografia (<i>stereolithography</i> em inglês)
T	Tesla
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
UTE	Tempo de eco ultrassônico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	24
2	REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1	FISIOLOGIA ÓSSEA POROSA	26
2.2	CARACTERÍSTICA DOS OSSOS MAXILARES E MANDIBULARES.....	28
2.3	ESTUDOS DE POROSIDADE NAS ROCHAS.....	30
2.4	TÉCNICAS DE IMAGENS PARA ANÁLISE DA POROSIDADE ÓSSEA .	32
2.4.1	DXA, TC, TCFC E MICRO-CT	32
2.4.2	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	33
3	PROPOSIÇÃO	38
4	MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	39
4.2	SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	39
4.3	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO.....	41
4.4	CIRURGIAS DE IMPLANTES E OBTENÇÃO DE AMOSTRAS ÓSSEAS.....	41
4.5	MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	42
4.6	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO	42
4.7	ANÁLISE DOS GRÁFICOS.....	43
4.8	ANÁLISE ESTATÍSTICA	46
5	RESULTADOS	47
5.1	ANÁLISE DESCRITIVA.....	47
5.2	RESULTADOS INDIVIDUAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO (0,23T)	47
5.3	RESUMO DOS RESULTADOS INDIVIDUAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO (0,23T)	69
5.4	COMPARANDO IDADE COM OS DADOS DE TCFC E MICRO-CT.....	72
5.5	ANÁLISE DE CORRELAÇÃO LINEAR	73
6	DISCUSSÃO	74
7	CONCLUSÕES	78

REFERÊNCIAS.....	80
ANEXOS	84

1 INTRODUÇÃO

A osteoporose é uma desordem óssea que geralmente ocorre com maior prevalência em mulheres com mais de 60 anos de idade, principalmente após a menopausa. É caracterizada por baixa massa óssea e deterioração microestrutural do tecido ósseo, ocorre o aumento da frequência do remodelamento e a reabsorção supera a deposição óssea, ocasionando o aumento do risco de fratura.

O resultado do desequilíbrio mencionado acima, é o adelgaçamento das trabéculas ósseas e o aumento do diâmetro dos poros. A porosidade, por sua vez, é um determinante crítico da força óssea no nível microestrutural (1,2), e sua avaliação *in vivo* permite estudar a deterioração estrutural na osteoporose e com isso, ajudar no diagnóstico para identificar o risco de fraturas. A porosidade óssea pode aumentar como consequência do envelhecimento. Um aumento no volume de poros no osso normalmente mineralizado se manifesta como uma diminuição da densidade mineral óssea (DMO).

As técnicas mais utilizadas atualmente para a análise da DMO são: Tomografia Computadorizada (TC) e Densitometria por absorção de raios-X de dupla energia (DXA). Entretanto ambos possuem desvantagem: TC utiliza radiação ionizante e DXA não consegue medir a densidade volumétrica verdadeira, como a TC. Com a evolução das técnicas de Ressonância Magnética (RM), a avaliação quantitativa da porosidade óssea é viável.

A RM consiste em uma técnica que possui excelente contraste de tecido moles, é um procedimento não invasivo e o mais importante, não utiliza radiação ionizante. As imagens são formadas a partir de sinais de radiofrequência que são gerados dos núcleos de átomos de hidrogênio, que podem ser encontrados na água e proteína da matriz óssea e na água e gordura da medula óssea (3).

Na Odontologia, a RM é muito utilizada como um método preciso para a avaliação da imagem dos tecidos moles das estruturas craniofaciais. Como por exemplo, examinar glândulas salivares e articulação temporomandibular. Além disso, podem detectar alterações ósseas precoces, lesões no canal mandibular e terceiros molares mandibulares impactados. Recentemente, algumas pesquisas

mostraram que a ressonância magnética também podem ser usada para planejamento de implantes, fornecendo informações mais precisas sobre avaliação óssea em relação à densidade e além disso, pesquisa da porosidade no osso alveolar (4).

Apesar da análise de porosidade em rochas ser um assunto muito estudado na área de geologia e também na medicina em ossos como fêmur e tíbia; por enquanto na área da Odontologia até o presente momento não há publicações de artigos referentes a porosidade óssea com Ressonância Magnética.

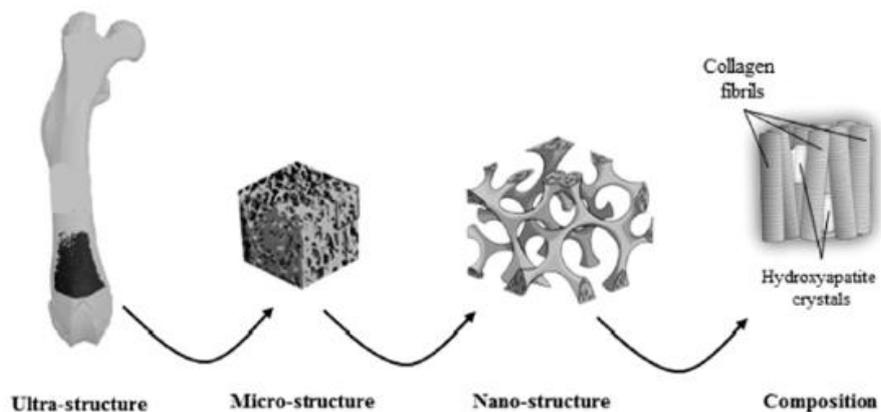
Diante disso, achamos válido um estudo a cerca da porosidade para avaliar o osso alveolar por meio da técnica de Ressonância Magnética, observar a condição da densidade mineral óssea dos pacientes, conseguir meios de prever risco de osteoporose ou não, além de obter dados com relevância importante como auxiliar no planejamento de implantes, na área de cirurgia ortognática e dentre outras aplicações nas especialidades odontológicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 FISILOGIA ÓSSEA POROSA

O osso humano é constituído por dois tipos de ossos: osso cortical e osso trabecular. O osso cortical, também chamado de osso compacto, é denso, compõe 80% do esqueleto, é uma estrutura rígida, fornecendo resistência mecânica e proteção. O osso trabecular, também chamado de osso esponjoso, é formado por trabéculas finas dispostas entre si, com espaços livre entre elas, onde se encontra a medúla óssea, água, tecido gorduroso e células sanguíneas, provém suporte estrutural e flexibilidade (Figura 2.1). Comparando o osso trabecular e cortical, o osso trabecular possui maior quantidade de água e menor teor de cálcio e tem maior atividade metabólica (5,6).

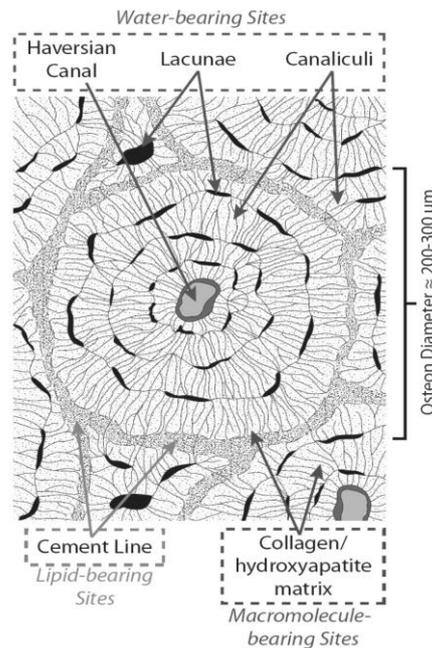
Figura 2.1 - Ilustração mostrando a anatomia do osso trabecular



Fonte: Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review (7)

O osso cortical é de natureza porosa e contém três cavidades anatômicas: canais Haversian/Volkmann, lacunas osteocíticas e canalículos (Figura 2.2). Em pesquisa anterior foi demonstrado que os canais de Haversian/Volkmann são os principais segmentos da porosidade total, comparando com as outras cavidades (lacunas e canalículos) (8).

Figura 2.2 - Imagem mostrando a microestrutura do osso cortical



Fonte: Characterization of ^1H NMR Signal in Human Cortical Bone for Magnetic Resonance Imaging (9)

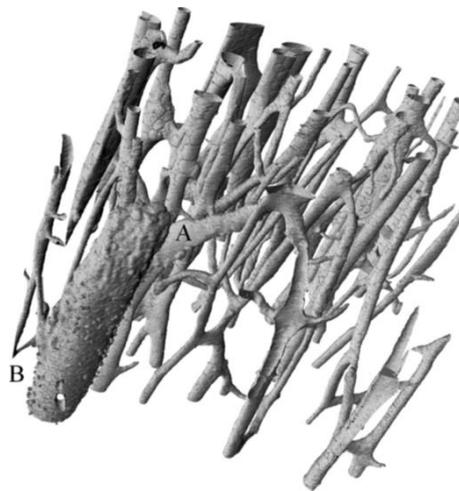
O osso cortical contém cerca de 20% de água por volume, que divide-se em água livre em poros e água ligada conectada à matriz de colágeno (10). A água livre se encontra nos canais de Havers (diâmetros entre 50-200 µm), em lacunas osteocíticas (~ 5 µm) e canalículos (~ 0,1 µm) (11–16). E a água ligada conectada a matriz de colágeno incide na densidade da matriz orgânica (DMO) (14,17). A função da água no osso consiste no transporte de oxigênio, nutrientes e sais mineirais, certificando ao osso suas propriedades viscoelásticas e regulando a formação óssea (18).

Conforme a substância óssea é perdida, os espaços dos poros se expandem (17–19). À medida que as pessoas envelhecem, a porosidade do osso cortical aumenta devido ao aumento do tamanho dos poros. Quando em um osso normalmente mineralizado há um aumento no volume de poros, isso se expressa como diminuição da densidade mineral óssea (DMO) (20).

Várias pesquisas demonstraram que a porosidade cortical afeta a microarquitetura do osso cortical, diminuindo a resistência mecânica, como em tração e à compressão (18,21,22) (Figura 2.3). Em um estudo observou-se por testes mecânicos que a porosidade cortical justificou 76% da variância na resistência à

tração do osso cortical (23). Além disso, a porosidade cortical tem sido associada negativamente com a rigidez óssea, tenacidade, elasticidade e capacidade de absorver impacto (24). Devido a presença de grandes poros e o córtex delgado (15), o risco de propagação de trinca e fratura pode aumentar, principalmente sob carga de tração. Isto é demonstrado em um estudo (25) onde observou que microfissuras grandes perto de grandes poros corticais diminuem a resistência óssea à fratura.

Figura 2.3 - Imagem 3D de micro-ct mostrando a porosidade cortical do osso femoral



Fonte: Cooper. et al. (22)

2.2 CARACTERÍSTICA DOS OSSOS MAXILARES E MANDIBULARES

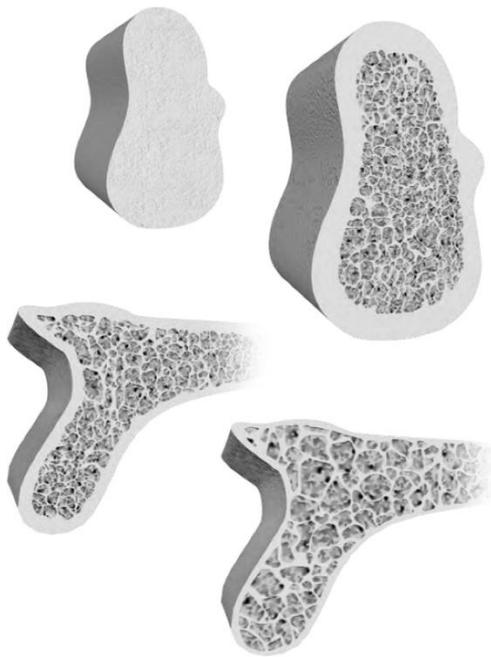
A maxila e mandíbula se diferem significativamente em relação ao tipo ósseo. A maxila apresenta predominantemente osso com espaços medulares amplos e com pouca espessura cortical, esses espaços são interligados por uma rede de trabéculas, sendo então um osso compacto fino e com pouca resistência, comparadas com as corticais mandibulares (26). Na mandíbula há a predominância de osso com espaços medulares pequenos e com espessa cortical. Ilustração do osso mandibular e maxilar (Figura 2.4 e 2.5):

Figura 2.4 - Imagem do osso mandibular



Fonte: Mazzonetto et al. (27)

Figura 2.5 - Imagem do osso da maxila



Fonte: Mazzonetto et al. (27)

2.3 ESTUDOS DE POROSIDADE NAS ROCHAS

Nesse estudo, com base em estudos feitos na área de geologia utilizamos como base a mesma metodologia de RMN para análise de poros nas rochas. Nas rochas demonstraram que os picos de T2 médio das moléculas de água são proporcionais a porosidade. Por isso, foi considerado a hipótese de que poderia ser utilizado essa mesma lógica para análise de poros em amostras ósseas humanas.

A porosidade controla o movimento e armazenamento de fluidos e possui um impacto sobre o desgaste nas rochas. Pode ser entendido como a relação entre a razão entre o volume dos espaços vazios e o volume total da rocha (28). Há diferença da quantidade de porosidade de acordo com o tipo de cada rocha, ajudando a determinar suas propriedades físicas, por exemplo, permeabilidade, propriedades de adsorção, resistência mecânica e durabilidade. A porosidade total é o espaço vazio total na rocha, que contribui ou não para o fluxo de fluidos (29).

As técnicas mais utilizadas para analisar as estruturas dos poros são divididas em: análises de imagens, métodos não invasivos e métodos invasivos. Análises de imagens como microscopia eletrônica de transmissão e microscopia eletrônica de varredura (MEV). Métodos não invasivos, como micro-CT (30) e espalhamento de nêutrons de pequeno ângulo (31). Os métodos invasivos são os mais convencionais para quantificar a distribuição do tamanho dos poros, a adsorção de gás e a porosimetria por intrusão de mercúrio. E por último, a ressonância magnética nuclear (RMN), que não é invasivo (32).

A RMN consegue obter o valor da porosidade e distribuição do tamanho dos poros, calculando o volume de poros medindo a massa e densidade de água.

O valor T2 de um poro, que é um índice do tamanho do poro, é proporcional à sua relação superfície-volume (S/V). A distribuição do tempo de relaxamento transversal (T) calcula o tamanho dos poros:

$$\frac{1}{T_2} = \rho_2 \frac{S}{V}$$

T2 é o tempo de relaxamento da água no poro; S/V é relação da área da superfície do poro em relação ao volume.

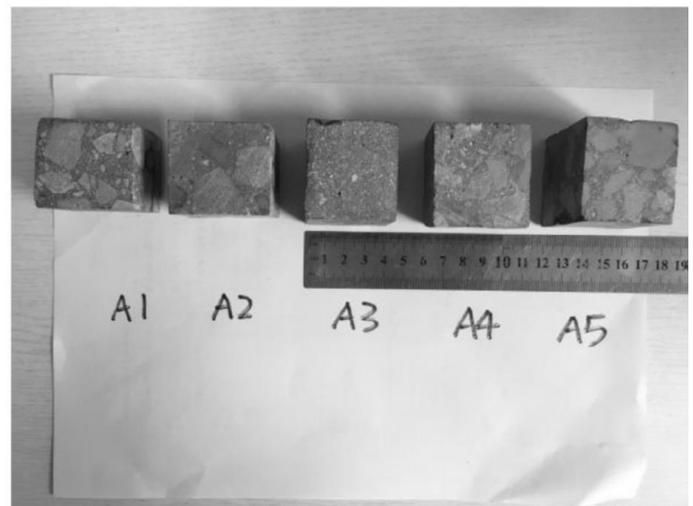
Em um estudo por Zhang et al. utilizaram 10 amostras de concreto com diferentes relações água-aglomerante e aditivos, para analisar a relação entre permeabilidade e microestrutura do concreto. Devido a característica porosa do concreto leva à maior permeabilidade. Como metodologia, as porosidades e distribuição do tamanho dos poros, foram analisados por porosimetria por intrusão de mercúrio (MIP) e por RMN. Utilizaram neste estudo RMN de baixo campo, MesoMR23-060H-I; A Niumag Electric Corporation, com um campo magnético constante de 0,5T (Figura 2.6). Os sinais magnéticos nucleares foram colocados em curvas para observar as relações água-aglomerante e aditivos, nas curvas T2 do concreto (Figura 2.7) (33).

Figura 2.6 - MesoMR23-060H-I RMN



Fonte: Zhang FB et al. (33)

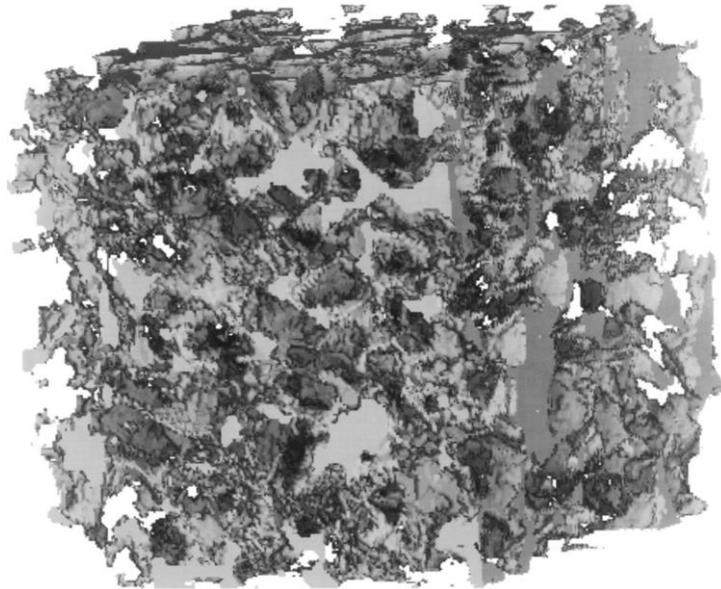
Figura 2.7 - Parte das amostras para RMN



Fonte: Zhang FB et al. (33)

Outro estudo por Biswal et al., realizou uma comparação quantitativa da geometria do espaço poroso em três arenitos naturais e obteve como exemplo a seguinte imagem com micro-CT (Figura 2.8)(34):

Figura 2.8 - Espaço tridimensional dos poros de arenito



Fonte: Biswal et al. (34)

2.4 TÉCNICAS DE IMAGENS PARA ANÁLISE DA POROSIDADE ÓSSEA

2.4.1 DXA, TC, TCFC E MICRO-CT

A técnica padrão para avaliação óssea, principalmente para o diagnóstico de osteoporose, é por meio da absorciometria por raios X de dupla energia (DXA). DXA mede a densidade mineral óssea (DMO) bidimensional, ou seja, ela não é capaz de medir diretamente a arquitetura tridimensional (3D), incluindo a morfologia e a porosidade do osso.

A tomografia computadorizada (TC) e a tomografia computadorizada quantitativa (TCQ) possuem uma vantagem sobre a DXA: elas conseguem analisar a estrutura óssea em três dimensões, utilizando a escala de Hounsfield. Porém, a TCQ consegue analisar densidade e a porosidade do osso, contudo também tem suas limitações: o uso de radiação ionizante e a incapacidade de detectar pequenos poros, pela sua resolução limitada, não consegue avaliar a matriz orgânica dos ossos e o conteúdo de água (14). Apenas poros relativamente grandes que estão perto do

endósteo podem ser observados devido sua resolução espacial limitada de aproximadamente 130mm (35).

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) em estudos mais recentes comprovaram ser um método eficaz para análise de densidade óssea, alguns estudos utilizaram por meio da análise de valores de pixels, descrita como proporcional à densidade mineral óssea do osso alveolar (36–38). Algumas vantagens da TCFC em relação com a TC são as doses de radiação potencialmente mais baixas e menores custos (39).

A micro-CT é um método 2D e 3D padrão ouro para visualização da microestrutura do tecido ósseo, consegue observar os poros, analisar e quantificar até mesmo os de tamanho pequeno (40). Entretanto, é um método laboratorial, por meio de uma biópsia (ex vivo) e não pode ser utilizado clinicamente.

2.4.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

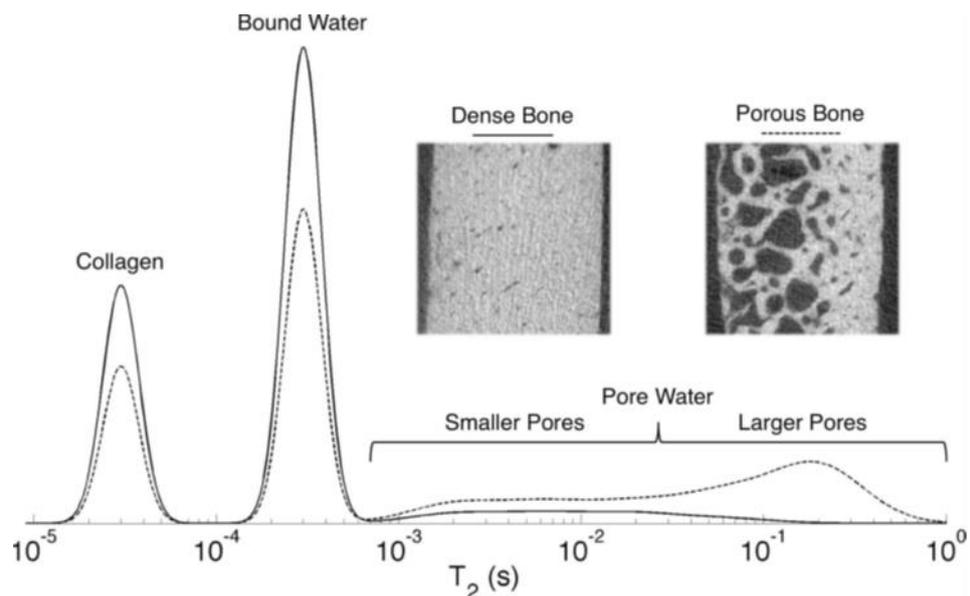
A ressonância magnética possui uma vantagem principal em relação às técnicas citadas anteriormente: não expõem o paciente à radiação ionizante. Entretanto, para análise óssea a RM possui uma desvantagem: não consegue reproduzir a imagem diretamente do conteúdo mineral do osso, e sim de imagens de fluidos dentro ou ao redor do osso (água, gordura e tecidos hematopoiéticos), pois o osso na RM mostra pouco ou nenhum sinal. Isso ocorre porque o osso é composto principalmente de hidroxapatita de cálcio, que possui apenas um próton que não se move. Na RM o osso aparece como uma imagem hipossinal (preta), devido ao tempo de decaimento ser muito curto e com um sinal mínimo, enquanto os fluídos aparecem hipersinal (branco) (22).

Estudos recentes com RM e espectroscopia de RMN avaliaram a porosidade cortical medindo a água livre dentro desses poros e associaram RMN com histomorfometria e medidas de micro-CT da porosidade cortical (10,11,41). Como resultado indicaram que concentrações de água do poro cortical podem ser utilizadas como uma medida de porosidade e concluíram que ossos com poros corticais grandes possuem maiores tempos de relaxamento T2 (> 1 ms), enquanto ossos com poros pequenos possuem tempos T2 mais curtos (≤ 10 ms). Outro estudo observou forte

correlação entre a porosidade analisada de RM de T2 longo e a porosidade avaliada pela histomorfometria em RM (8,14).

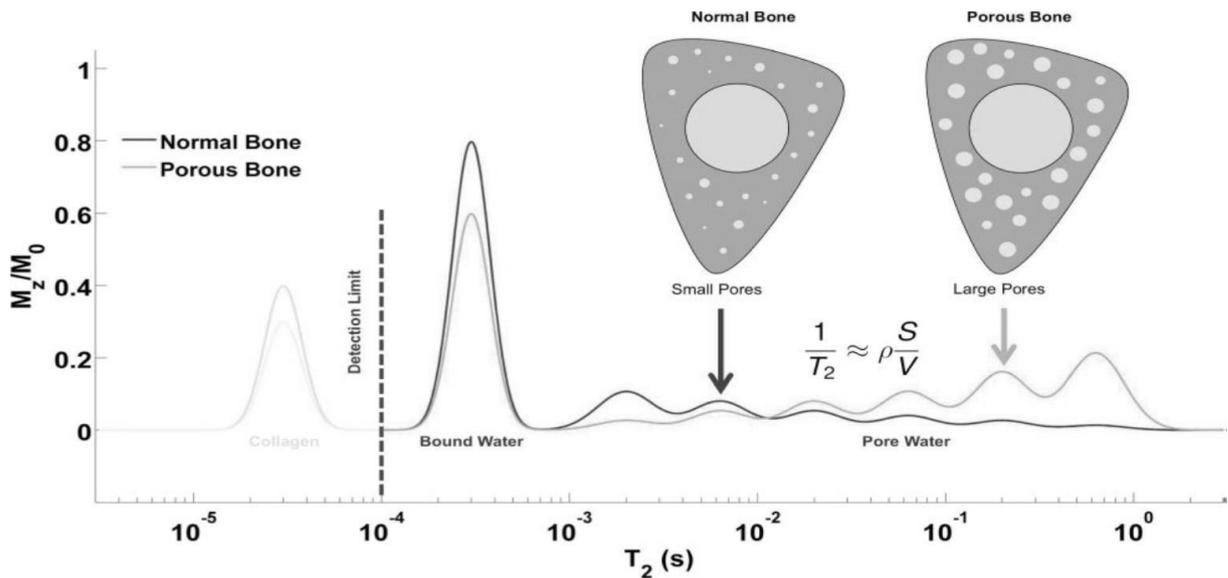
Outros estudos mostraram que os sinais de RMN com T2 curto correspondem principalmente à água ligada ao colágeno e com componentes T2 mais longos correspondem à água do poro (9,18). Um trabalho sobre espectroscopia de relaxamento transversal de RMN de prótons em ossos corticais observou que aproximadamente dois terços do sinal total da água do osso provêm da água ligada ao colágeno e um terço surge da água dos poros (9). Outro estudo observou que à medida que a porosidade aumenta, há um aumento de T2, pois há uma menor relação superfície-volume dos poros (Figura 2.9 e 2.10) (19).

Figura 2.9 - Espectroscopia por RM mostrando esquema de relaxação T2, mostrando os três principais sinais de RMN de 1H no osso. A água dos poros tem um T2 > 1 ms em 4,7T, enquanto a água ligada do colágeno tem T2 ~ 300-400 μ s e uma fração de sinal de RMN de 1H com T2 ~ 60 μ s curto de núcleos de 1H em colágeno de matriz óssea



Fonte: Seifert et al. (19)

Figura 2.10 - Esquema mostrando os sinais de 1H com base no tempo de relaxamento T₂: a água dos poros tem T₂ > 1 ms, a água ligada tem T₂ ~ 300–400 μs e o colágeno tem T₂ < 60 μs



Fonte: Seifert et al. (42)

Uma outra pesquisa também observou que, com o aumento da porosidade, os poros aumentam de tamanho, causando tempos prolongados de relaxamento T₂ da água (como resultado da diminuição da relação superfície-volume, que é a relação da área da superfície do poro em relação ao volume) (20). Outro estudo também analisou imagens de espectroscopia de prótons nucleares de osso cortical humano e sugeriram que a fração de água ligada com T₂ curto e fração de água porosa com valores T₂ mais longos estão positivamente e negativamente associados a força óssea, respectivamente (43).

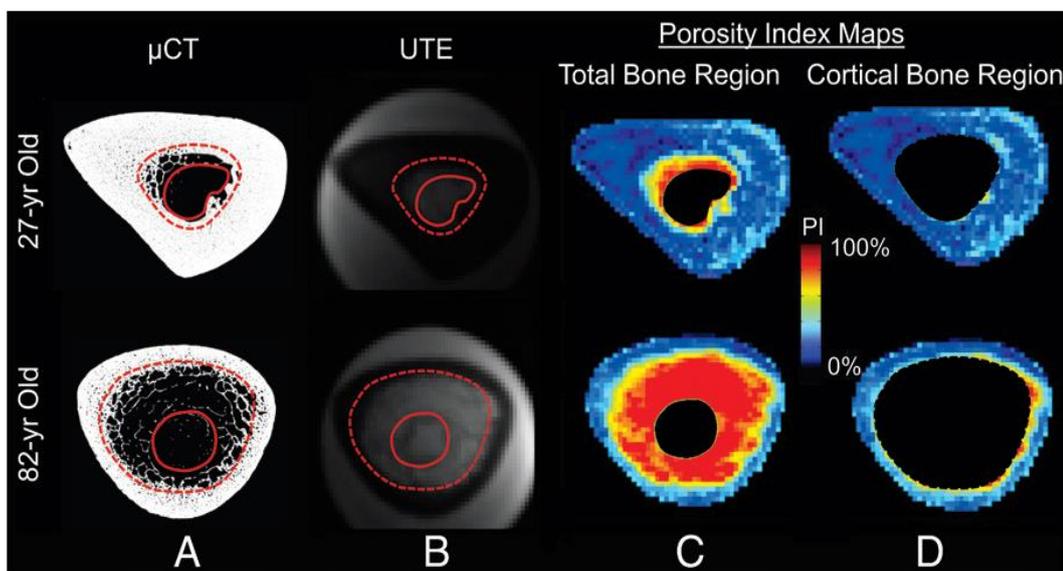
Um estudo com UTE (tempo de eco ultrassônico) investigou concentrações de água do osso e de água dos poros (C_{bw} e C_{pw}) para predir o risco de fratura. As propriedades estruturais e materiais do osso foram comparados com os valores de DXA e micro-CT (44). Como resultado, as medidas de C_{bw} e C_{pw} tiveram uma capacidade preditiva similar de força do material. C_{bw} foi o único a correlacionar-se com a tenacidade óssea. Com isso concluíram que as medidas derivadas da RM de C_{bw} e C_{pw} no osso cortical podem ser úteis para avaliar o risco de fraturas.

Um estudo recente mediu o índice de porosidade (IP) por RM UTE do colo do fêmur e tibia e correlacionaram com idade, sexo, pré e pós-menopausa, e índice de massa corporal (IMC). O IP foi calculado como a razão entre as intensidades de imagem do segundo eco (sinais principalmente da água do poro) e o primeiro eco

(sinais de toda a água), que representou a fração poro-água e foi correlacionada positivamente com porosidade cortical medida por micro-CT in vitro. Como resultado, os IPs apresentaram correlações com idade, pré e pós-menopausa, gênero e IMC, porém não houve correlação entre eles (45).

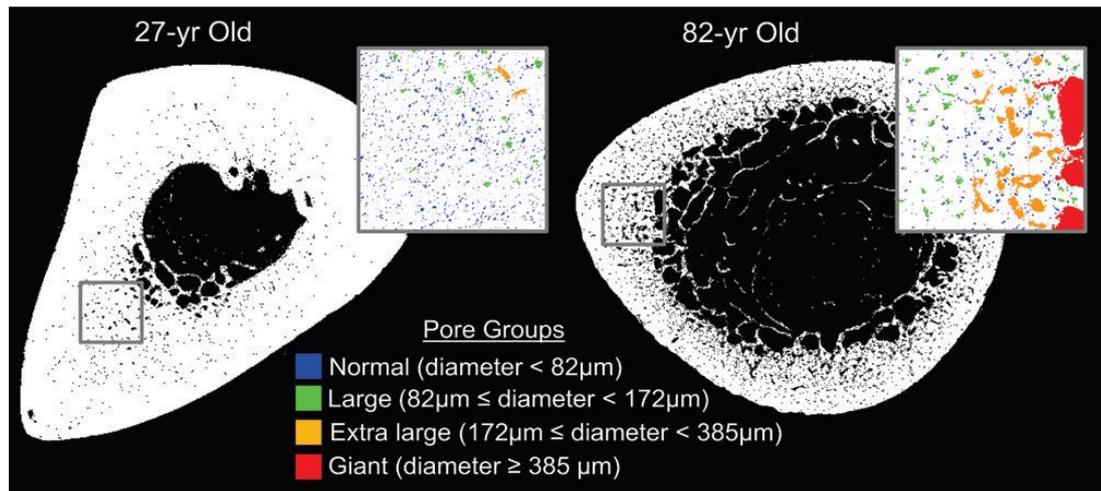
No estudo feito por Rajapakse et al., tinha por objetivo desenvolver um método clinicamente prático para avaliar a porosidade cortical óssea medindo o decaimento do sinal em dois TEs (50 ms- TE curto e 2000ms- TE longo) em um exame de RM de UTE. Para analisar a porosidade também utilizaram o IP: $(TE \text{ longa intensidade}/TE \text{ baixa intensidade}) \times 100$, e os resultados foram comparados com a análise biexponencial. O IP foi realizado em amostras de osso cortical da tíbia obtidas de 16 doadores e foi comparado com a porosidade usando imagens de micro-CT e densidade mineral óssea por meio de tomografia computadorizada periférica quantitativa. E com os mesmos métodos realizaram a reprodutibilidade do índice de porosidade em 5 pacientes saudáveis e analisaram a viabilidade clínica em 34 mulheres na pós-menopausa. Como resultado, o índice de porosidade foi correlacionado com a porosidade de imagem do micro-CT e tamanho do poro; idade; densidade periférica de tomografia computadorizada quantitativa; e fração de água porosa e T2 (Figuras 2.11 e 2.12) (41).

Figura 2.11 - Imagens A e B: A linha sólida mostra o limite interno do osso total e a linha tracejada o limite interno para análise do osso cortical. Imagens C e D: imagens de micro-CT mostrando a distribuição da porosidade



Fonte: Rajapakse et al. (41)

Figura 2.12 - Imagens de micro-CT mostrando distribuições de poros do osso cortical. No jovem há mais presença de poros normais e grande, enquanto no mais velho, há mais presenças de poros extragrandes e gigantes



Fonte: Rajapakse et al. (41)

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo principal nesse trabalho consiste na avaliação da porosidade óssea, no osso alveolar, com a utilização da técnica de Ressonância Magnética de baixo campo, comparando com dados do paciente, levando em conta a idade.

O objetivo secundário consiste em comparar os dados de RM de baixo campo com os dados de micro-ct e TCFC.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

O presente estudo retrospectivo foi enviado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo e aprovado sob o número: 2.865.434 (Anexo A). Foram utilizados apenas resultados dados de escaneamento de Ressonância Magnética do Hospital Geral de Massachusetts, da universidade de Harvard. As diretrizes STARD para estudos de diagnóstico e as diretrizes da Declaração de Helsinque também foram cuidadosamente respeitadas durante a pesquisa (Anexo B).

4.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Foram incluídos 14 casos de paciente parcialmente edêntulos, e que já haviam sido diagnosticados para colocação de ao menos um implante. Sítios implantares com extração dentária recente (menos de 6 meses de acompanhamento) foram excluídos para evitar o período de cicatrização alveolar.

Dos 14 casos, 13 são do sexo feminino e 1 do sexo masculino. A faixa etária era entre 35 a 70 anos de idade. E a amostra óssea retirada pela trefina, eram 8 da região da maxila e 6 da região da mandíbula (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Esquema demonstrando a seleção da amostra



Também foram excluídos os pacientes com distúrbios metabólicos, como diabetes e deficiência de vitamina D, com volume ósseo alveolar insuficiente para a colocação do implante, grávidas ou com suspeita de gravidez, e menores de idade.

4.3 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO

Todos os pacientes foram submetidos a um exame de TCFC, indicado para planejamento cirúrgico virtual, utilizando o mesmo dispositivo (i-CAT Classic, Imagem Sciences International, Hatfield, PA, EUA), com um protocolo de diagnóstico utilizado para implantes dentários (0,25 mm de voxel, 120kVp, 8mA, tempo de exposição de 8,5 segundos, e campo de visão de 16 cm de diâmetro e 6 cm de altura) (46). O campo de visão mencionado incluiu apenas um arco dentário completo em resolução padrão, permitindo uma dose de radiação efetiva baixa (aproximadamente 35 microsievverts),

como relatado por um estudo utilizando o mesmo dispositivo de TCFC (47). Imagens DICOM (digital Imaging communication in medicine) foram avaliadas com o software OsiriX (versão 3.9.4 OsiriX, Pixmeo, Genebra, Suíça). As áreas edêntulas do rebordo, planejadas para receber implantes dentários, foram delimitadas em cortes parassagitais de TCFC, e identificadas como regiões de interesse (ROIs) de 6 mm de comprimento e 3 mm de largura, coincidindo com o local de colocação do implante. Os valores de pixel (densidade óssea radiográfica) foram medidos nas imagens das ROIs, por meio de dois observadores cirurgiões dentistas radiologistas treinados, com as ferramentas específicas do software Osirix, em escala 12 Bit. Em seguida, as imagens DICOM e de ROIs foram exportadas para o formato STL (arquivo referente a estereolitografia), e utilizadas para fazer um guia cirúrgico personalizado utilizando uma máquina de prototipagem rápida (Bioparts, São Paulo, Brasil). Os guias cirúrgicos possuíam perfurações compatíveis com as brocas e trefinas utilizadas, no intuito de evitar desvios angulares durante o processo de preparação do sítio, garantindo assim a colocação do implante no mesmo ROI de TCFC utilizado para as medidas radiográficas.

4.4 CIRURGIAS DE IMPLANTES E OBTENÇÃO DE AMOSTRAS ÓSSEAS

A coleta de amostras ósseas foi realizada em todos os casos imediatamente antes de serem então submetidos ao procedimento de colocação de implantes. Uma hora antes das cirurgias, todos os pacientes receberam antibioticoterapia profilática com amoxicilina (2,0 g), e foram tratados pelo mesmo cirurgião, utilizando o mesmo procedimento cirúrgico. Após anestesia local, uma incisão foi realizada na crista óssea do rebordo (ligeiramente palatal à linha média), e o retalho mucogengival foi elevado. Utilizando guia cirúrgico, os sítios implantares foram preparados com uma trefina, utilizada para obter amostras ósseas de 3,0 milímetros de diâmetro e 7,0 milímetros de comprimento (tal osso sempre é normalmente removido para colocar os implantes). As amostras de osso foram fixadas e armazenadas em solução tampão de formaldeído a 10%, de acordo com metodologias descritas anteriormente para a avaliação óssea trabecular com ressonância magnética (48,49).

Uma broca cirúrgica adicional de 3,5 milímetros de diâmetro interno foi utilizada para completar a preparação do local do implante. Em seguida, implantes dentários (SLA, Straumann AG, Basileia, Suíça) com 4,1 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento, foram colocados usando uma catraca adaptada ao torquímetro do sistema de implante. Todos os implantes foram colocados com a plataforma permanecendo ao nível do tecido gengival, e restaurados após dois meses de cicatrização.

4.5 MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Das 14 amostras, as 8 primeiras amostras ósseas foram analisadas com uma máquina de micro-ct (SkyScan1172 ®; SkyScan; Kontich, Bélgica) no laboratório de imagem da Universidade McGill, Montreal, Canadá. Devido a um problema técnico, não foi possível realizar a análise de micro-ct com todas as amostras. O protocolo de imagem utilizado foi de 100 KeV e 100 micro-amperes, e uma resolução de 6,0 µm, com um filtro de Al de 0,5 mm. O tempo de exposição por quadro foi de 450 ms, e as imagens de raios-X foram reconstruídas com o software Nrecon ® (Sky-Scan, Kontich, Bélgica), para que então pudessem ser analisadas quanto a número (Tb.N), espessura (Tb.Th) e espaçamento trabecular (Tb.Sp), assim como para fração volumétrica óssea (BV/TV) usando uma ferramenta do mesmo software de análise quantitativa tridimensional morfométrica. BV/TV é uma variável que se refere à quantidade total de osso presente dentro da biópsia, incluindo osso cortical e trabecular (38,50).

4.6 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO

Todos os escaneamentos de RM foram realizados em um aparelho pequeno de 0,3T para amostras (NMI20, Niumag Corporation, Shanghai, China) com um gradiente máximo de 2370 mT (millesla), com interface Siemens (Siemens Medical Systems, Erlangen, Alemanha), disponível no departamento de Radiologia

(Universidade de Harvard, Boston, EUA). Todos os exames foram obtidos usando a orientação coronal.

Uma sequência de pulso 2D específica e experimental foi utilizada para avaliar curva de distribuição de T2 (tempo de relaxamento da magnetização vertical) de prótons presentes em moléculas de H₂O. Um software do próprio aparelho (NMI Analyzing system Versão 4, Niumag Corporation) foi utilizado para converter os dados das curvas de T2 em porosidade da amostra óssea. Isso é possível devido aos diferentes tempos T2 que as moléculas de água de cada poro possuem, uma vez que cada poro (espaço entre trabéculas) tem tamanhos diferentes, e por consequência, a água dentro deles tem diferentes tempos T2. Assim, T2 é proporcional ao tamanho do poro.

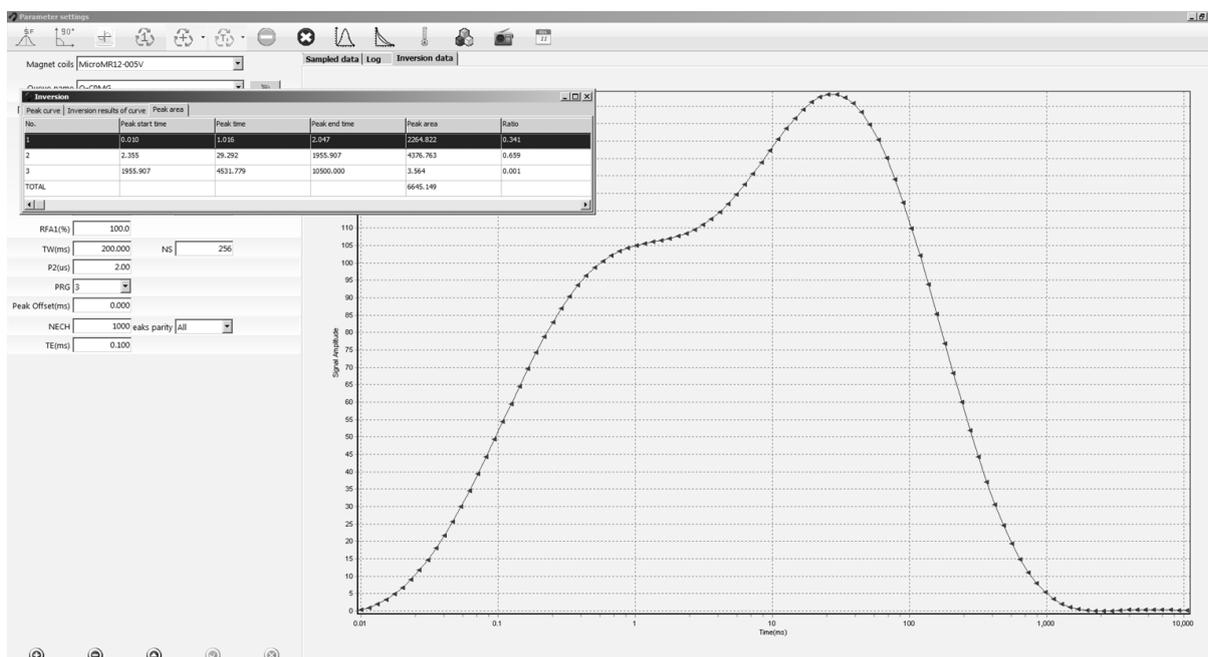
4.7 ANÁLISE DOS GRÁFICOS

Pelos gráficos obtidos nos escaneamentos de RM, conseguimos analisar:

- A razão de volume de grandes e pequenos poros, que pode ser derivada da razão da área de pico. Por exemplo, no paciente 1 (Figura 4.2) a proporção de poros grandes e poros pequenos é $4376 \div 2264 = 1,93$ e $0,659 \div 0,341 = 1,93$.

- A uniformidade do tamanho dos poros, que pode ser derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo do pico). Para o paciente 1, a uniformidade dos poros pequenos é igual a $(2.407-0.010) \div 1.016 = 2$; e a uniformidade de poros grandes é igual a $(1955.9-2.355) \div 29.292 = 66.7$.

Figura 4.2 - Resultado da RM do paciente 1



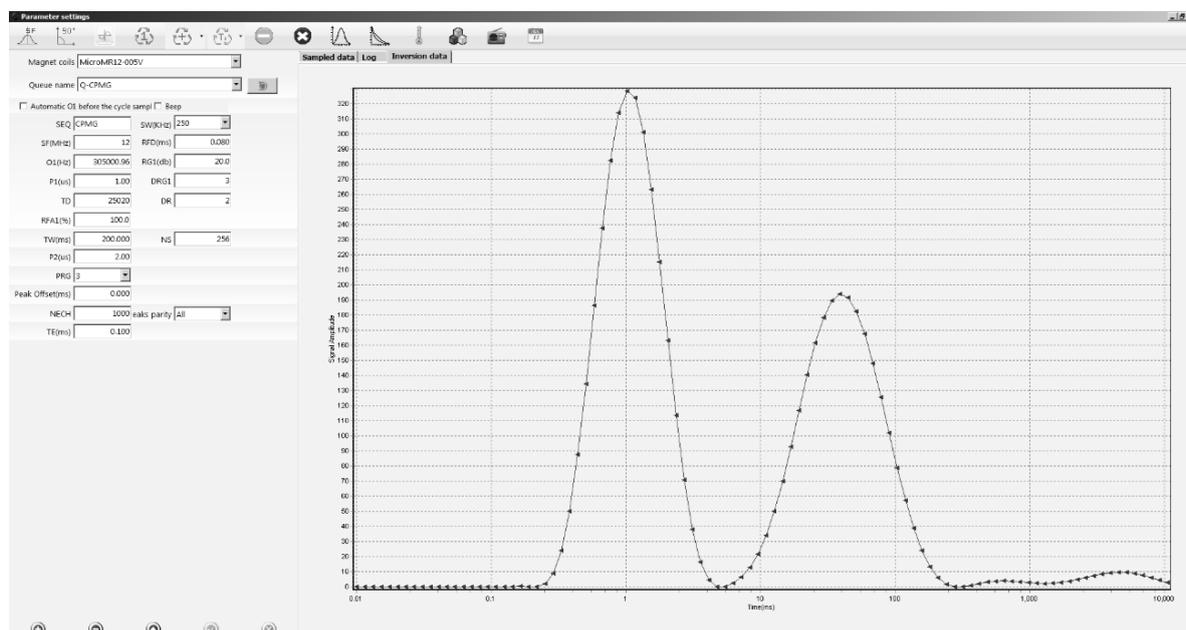
Fonte: A autora

Em outro gráfico, como exemplo o Paciente 2 (Figura 4.3), conseguimos observar que:

- Para os dados do espectro T2, há apenas dois picos principais, um dos picos representa pequenos poros e o segundo consiste nos grandes poros. Se a razão de pico for igual a 0, esse é um pico falso que causado pelo ruído podemos ignorá-lo (pico número 1). Em alguns pacientes, há um pico muito longo em que o tempo de pico é igual a 2000ms ou ainda maior, que podemos ignorá-lo também por razão similar.

- Diante disso, os picos verdadeiros são nº2 e nº 3, representados por poros pequenos e grandes, respectivamente. Para nº1, 4 e 5 a área é 0, por isso pode-se desconsiderar, são picos falsos.

Figura 4.3 – Gráfico do resultado da RM do paciente 2



Fonte: A autora

Figura 4.4 – Dados do resultado da RM do paciente 2

Inversion					
Peak curve	Inversion results of curve		Peak area		
No.	Peak start time	Peak time	Peak end time	Peak area	Ratio
1	0.062	0.355	0.218	0.467	0.000
2	0.251	1.038	5.456	3163.860	0.156
3	6.277	38.760	316.728	2408.028	0.423
4	316.728	637.951	1284.955	27.423	0.005
5	1478.114	4531.779	10500.000	93.365	0.016
TOTAL				5682.943	

Fonte: A autora

Em resumo:

1. No paciente 1, no longo T2 (grandes poros) tem um tamanho de poro pouco menor (29.292ms) do que o longo T2 do paciente 2 (38.76ms). O tempo mais longo de pico mostra maior tamanho de poro.
2. No paciente 1, a amostra tem uma variabilidade maior do tamanho do poro (tempo final do pico - tempo de início do pico= 1955.907ms-2.355ms) do que o paciente 2 (316.728ms-6.277ms).
3. O aparelho NIUMAG também consegue analisar o tamanho médio dos poros pequenos e grandes.

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Uma vez que correlações diretas são esperadas, o tamanho da amostra foi previamente determinado para correlações numéricas mínimas de valor $r=0.8$, dando ao estudo um poder estatístico de 80%, ao nível de significância de 5% ($n= 14$ pacientes). Considerando que a amostra era um número menor que 100, a normalidade foi avaliada para as variáveis contínuas (idade, porosidade com RM) através do teste de Shapiro-Wilk. Análises de correlação foram realizadas entre todas as variáveis analisadas no estudo. Assim, o teste de correlação de Pearson foi utilizado para correlações que envolvem apenas variáveis contínuas normais, enquanto as correlações envolvendo ao menos uma das variáveis categóricas, foram analisadas com o teste de correlação de Spearman.

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o software IBM SPSS Statistics 24 (SPSS, Inc, Chicago, IL). Para todos os testes foram estabelecido um erro $\alpha=5\%$, isto é, os resultados dos testes foram considerados estatisticamente significativos somente quando $p < 0,05$.

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE DESCRITIVA

Um total de 14 pacientes (13 do sexo feminino, 1 do sexo masculino; idade média de 55.86 ± 9.47) foram avaliados nesse estudo. Não houve complicações relacionadas aos procedimentos cirúrgicos nos quais as respectivas amostras foram retiradas. De maneira similar, todos os implantes colocados nos sítios de rebordo alveolar analisados obtiveram satisfatória osseointegração e foram posteriormente reabilitados com um tempo mínimo de 3 anos de acompanhamento. Todas as variáveis apresentaram curva de normalidade, confirmada ao teste de Shapiro-Wilk ($p > 0,05$). As análises descritivas das variáveis estão disponíveis na tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Análise descritiva das variáveis contínuas analisadas por este estudo

Método	Variável	Média \pm Desvio padrão	Unidade
TCFC	Valores de pixel	482,38 \pm 153,41	Valor de pixel: 12bit
Micro-TC	BV/TV	82,46 \pm 11,59	porcentagem
	Espessura trabecular	0,46 \pm 0,10	μm
	Espaçamento trabecular	0,19 \pm 0,10	μm
	Número de trabéculas	1,82 \pm 0,23	1/ μm
RM	Tempo do pico de T2	1,46 \pm 0,46	ms
	Tamanho médio dos poros	8,79 \pm 2,80	nm

5.2 RESULTADOS INDIVIDUAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO (0,23T)

- ❖ Paciente 1:
 - 70 anos de idade,
 - sexo feminino,

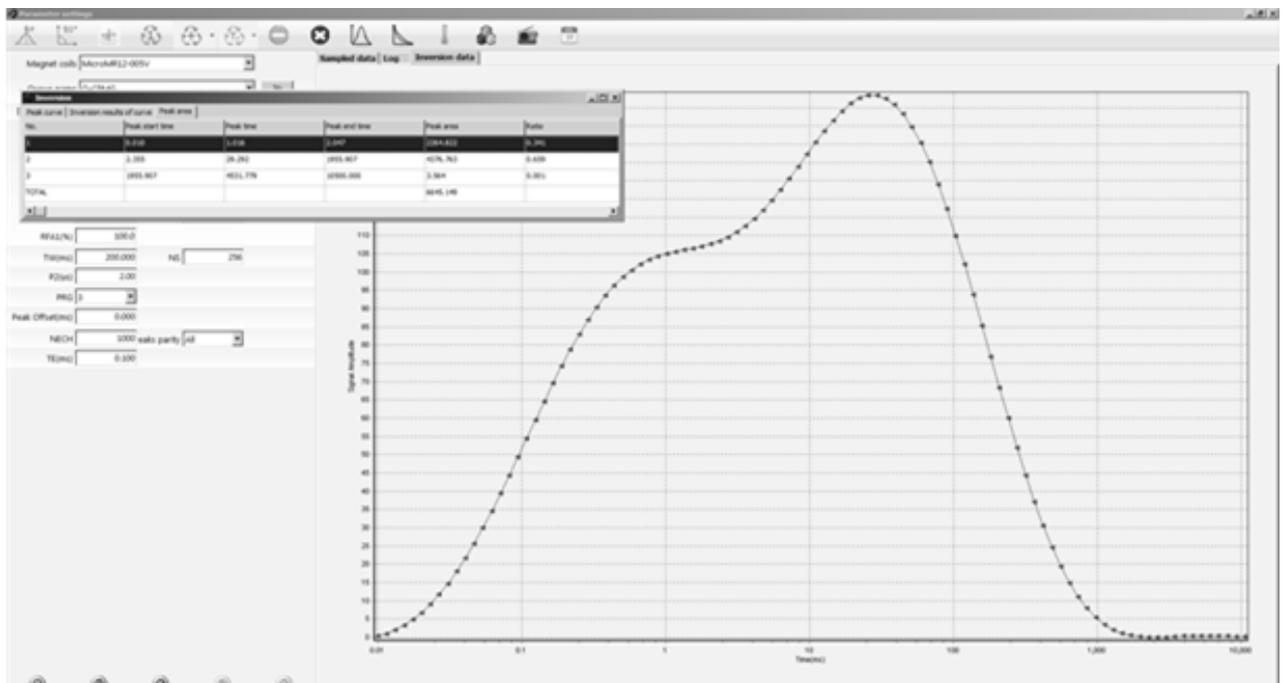
- região da amostra óssea: maxila (região do dente 12)

Tabela 5.2 - Tabela dos dados de RM do paciente 1

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.010	1.016	2.047	2264.822	0.341
2	2.355	29.292	1955.907	4376.763	0.659
3	1955.907	4531.779	10500.00	3.564	0.001

Fonte: A autora

Figura 5.1 – Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2.do paciente 1



Fonte: A autora

Pico nº 1= poros pequenos

Pico nº2= poros grandes

Razão do pico nº3=0, ignorar.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$4376 \div 2264 = 1,93 \quad 0,659 \div 0,341 = 1,93$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros grandes do que poros pequenos.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico/ tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $2.407-0.010 \div 1.016=2$;

A uniformidade de poros grandes é igual a $1955.9-2.355 \div 29.292=66.69$.

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 2:

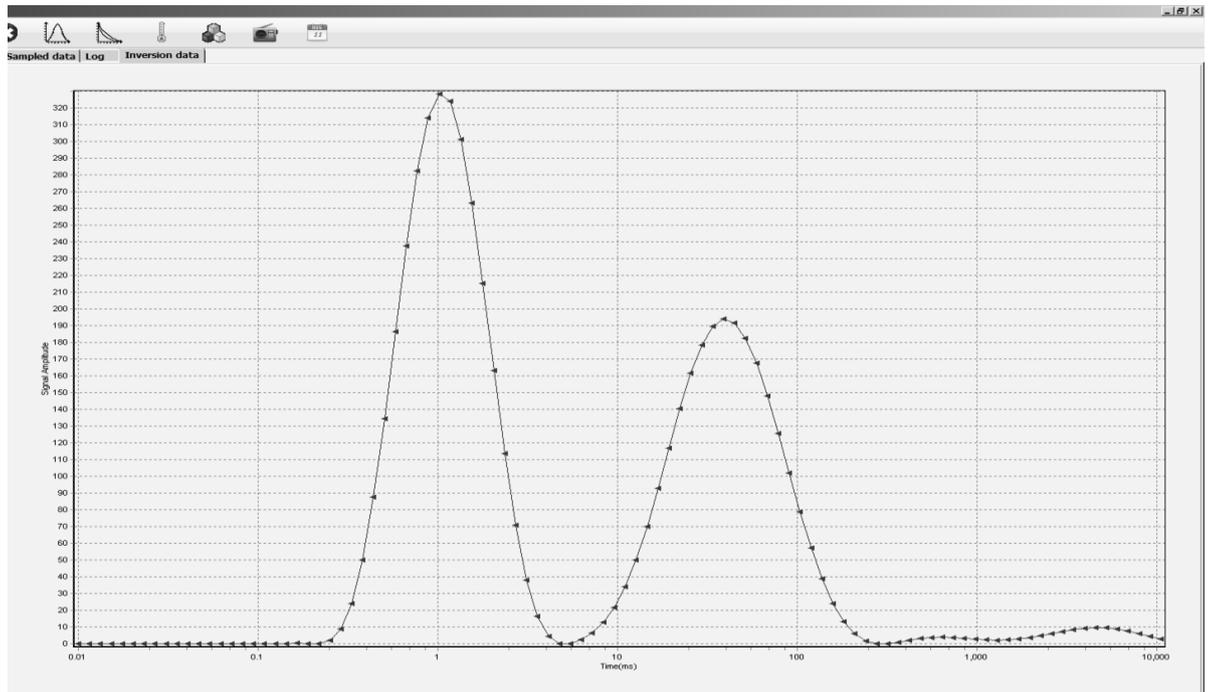
- 55 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 25)

Tabela 5.3 - Tabela dos dados de RM do paciente 2

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área tempo de pico	Razão
1	0.062	0.165	0.218	0.467	0.000
2	0.251	1.016	5.456	3163.860	0.556
3	6.277	38.760	316.728	2408.028	0.423
4	316.728	637.951	1284.955	27.423	0.005
5	1478.114	4531.779	10500.000	93.165	0.016

Fonte: A autora

Figura 5.2– Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 2



Fonte: A autora

Pico nº2= poros pequenos
 Pico nº 3= poros grandes
 Pico nº 1, 4 e 5 podemos ignorar

➤ Razão de volume de grandes e pequenos poros:

Razão da área de pico.

$$2408.028 \div 3163.860 = 0,76 \quad 0.423 \div 0.556 = 0,76$$

Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

➤ Uniformidade do tamanho dos poros:

- Derivada da largura do pico (tempo final do pico - tempo inicial do pico/tempo de pico).
- Poros pequenos: $5.456 - 0.251 \div 1.016 = 5,36$
- Poros grandes: $316.728 - 6.277 \div 38.760 = 8$

Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 3:

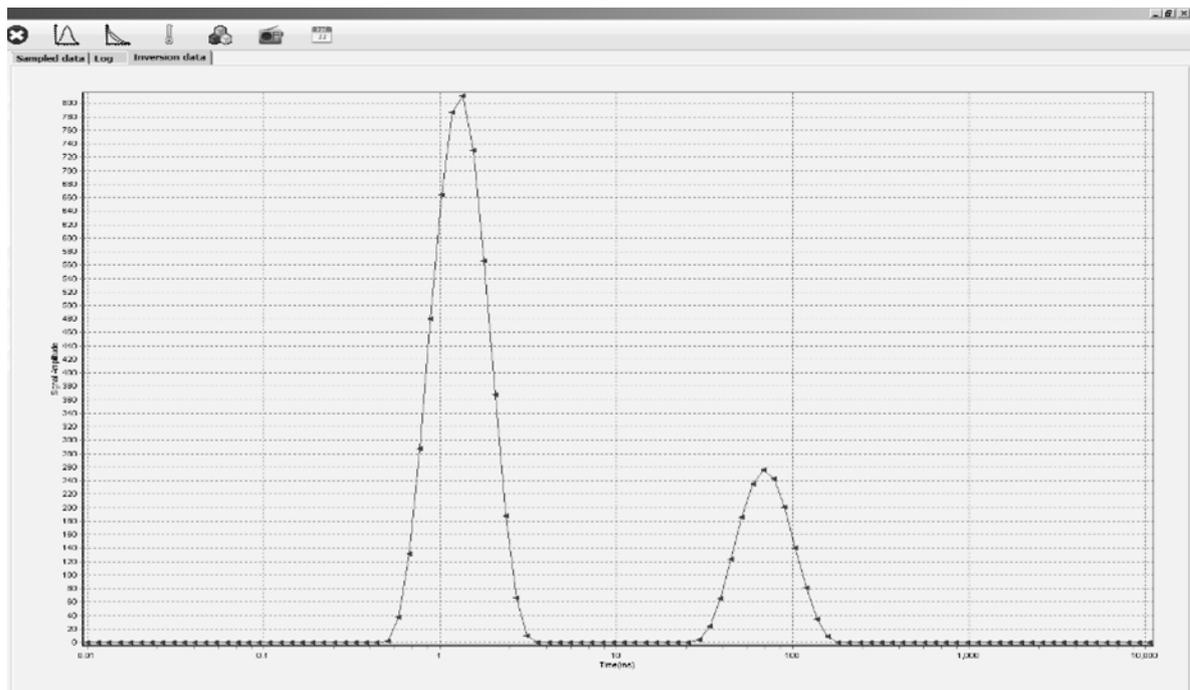
- 63 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 31)

Tabela 5.4 - Tabela dos dados de RM do paciente 3

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.288	1.345	3.585	5129.007	0.762
2	25.464	67.868	180.887	1602.191	0.238
3	208.078	239.357	275.338	0.008	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.3 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 3



Fonte: A autora

Pico nº 1= poros pequenos

Pico nº 2= poros grandes

Razão do pico nº3=0, ignorar.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.238 \div 0.762 = 0,312 \quad 1602.191 \div 5129.007 = 0,312$$

✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

➤ A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $3,585 - 0.288 \div 1.345 = 2.45130112$

A uniformidade de poros grandes é igual a $180.887 - 25.464 \div 67.868 = 2.2900778$

✓ Ou seja, os poros grandes são mais uniformes que os poros pequenos.

Paciente 4:

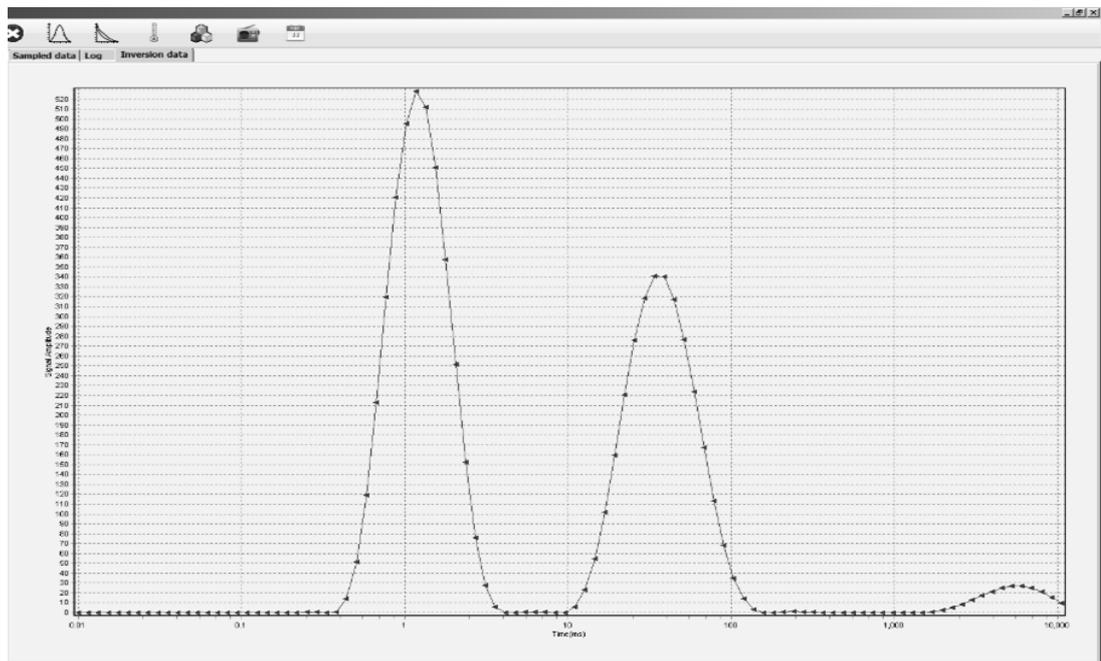
- 56 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 14)

Tabela 5.5 - Tabela dos dados de RM do paciente 4

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.094	1.169	4.123	3996.247	0.549
2	4.743	6.277	9.554	2.027	0.000
3	9.554	33.695	180.887	3057.815	0.420
4	180.887	239.357	419.109	3.550	0.000
5	482.111	554.584	637.951	0.003	0.000
6	733.850	971.064	1117.038	0.028	0.000
7	1284.955	5996.653	10500.000	218.252	0.030

Fonte: A autora

Figura 5.4 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 4



Fonte: A autora

Pico nº 1= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes

Pico nº 2, 4, 6 e 7 ignorar, razão=0.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.420 \div 0.549 = 0.7650 \quad 3057.815 \div 3996.247 = 0.7650$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $4.123 - 0.094 \div 1.169 = 3.4465355$

A uniformidade de poros grandes é igual a $180.887 - 9.554 \div 33.695 = 5.08481971$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 5:

- 56 anos de idade

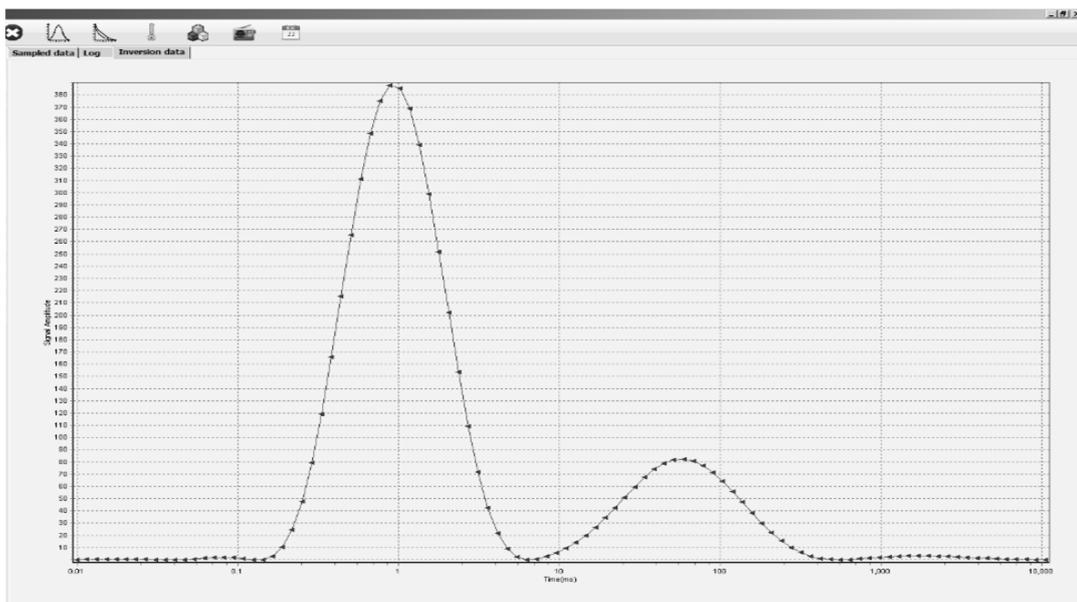
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 24)

Tabela 5.6 - Tabela dos dados de RM do paciente 5

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.010	0.018	0.035	3.447	0.001
2	0.041	0.082	0.143	8.921	0.002
3	0.165	0.884	6.277	4608.654	0.791
4	7.220	58.999	554.584	1173.724	0.201
5	637.951	1700.310	10500.000	5828.909	0.006

Fonte: A autora

Figura 5.5 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 5



Fonte: A autora

Pico nº 3= poros pequenos

Pico nº 4= poros grandes

Pico nº 1, 2 e 5 ignorar, razão muito baixa.

➤ A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.201 \div 0.791 = 0.25410872 \quad 1173.724 \div 4608.654 = 0.25410872$$

✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

➤ A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $6.277 - 0.165 \div 0.884 = 6.91402715$

A uniformidade de poros grandes é igual a $554.584 - 7.22 \div 58.999 = 9.27751318$

✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 6:

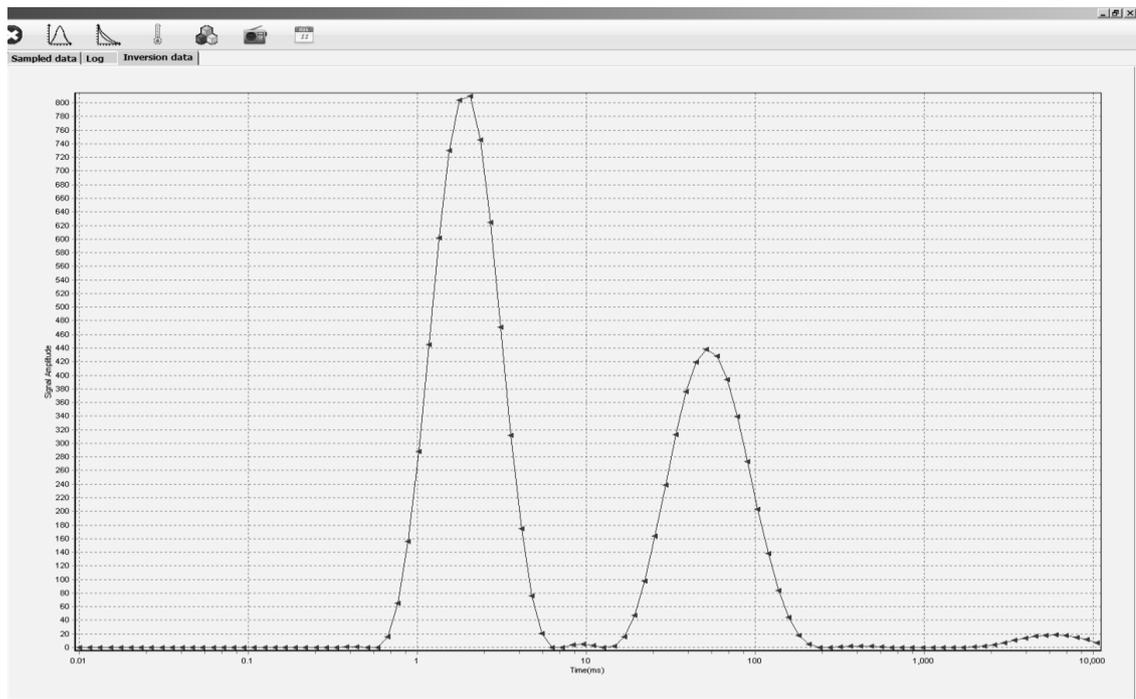
- 55 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 14)

Tabela 5.7 - Tabela dos dados de RM do paciente 6

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.332	2.047	7.220	6339.789	0.601
2	8.305	9.554	12.642	11.610	0.001
3	14.543	51.289	239.357	4039.330	0.383
4	275.338	419.109	844.166	8.727	0.001
5	971.064	1117.038	1284.955	0.088	0.000
6	1478.114	5996.653	10500.000	143.817	0.014

Fonte: A autora

Figura 5.6 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 6



Fonte: A autora

Pico nº 1= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes.

Pico nº 2, 4 e 5 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.383 \div 0.601 = 0.63727121 \quad 4039.330 \div 6339.789 = 0.63727121$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $7.22 - 0.332 \div 2.047 = 3.36492428$

A uniformidade de poros grandes é igual a $239.357 - 14.543 \div 51.289 = 4.38327907$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 7:

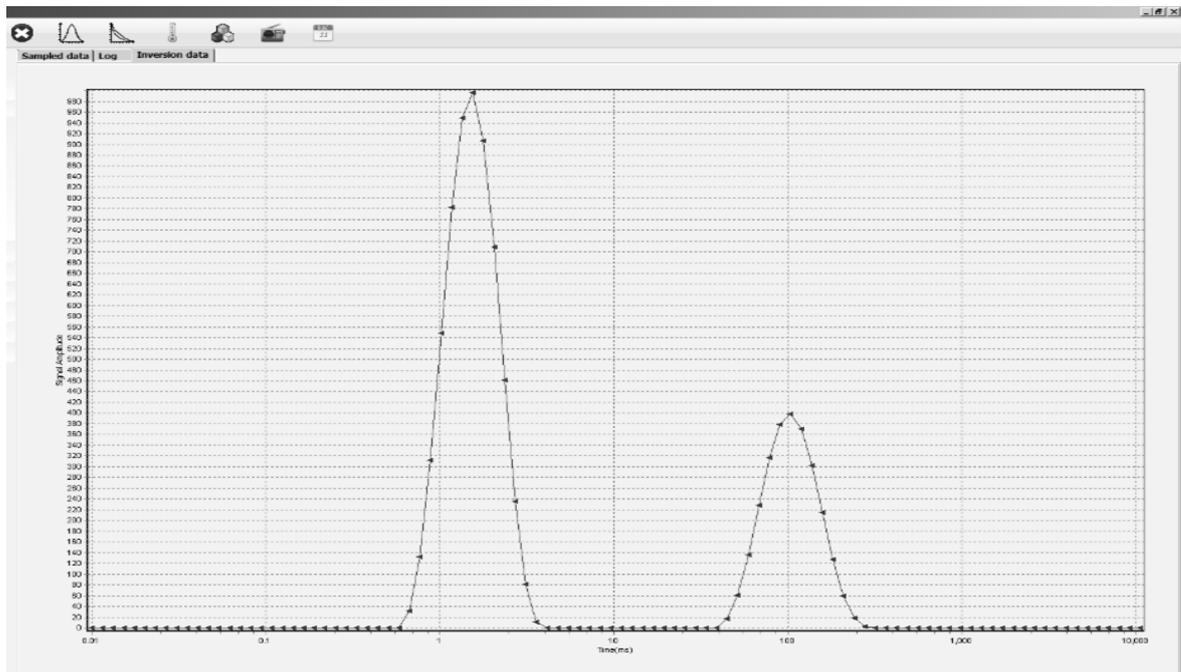
- 64 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 34)

Tabela 5.8 - Tabela dos dados de RM do paciente 7

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.381	0.439	0.505	0.235	0.000
2	0.580	1.547	4.123	6157.735	0.701
3	44.587	103.306	316.728	2630.240	0.299

Fonte: A autora

Figura 5.7 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 7



Fonte: A autora

Pico nº 2= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes.

Pico nº 1 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.299 \div 0.701 = 0.42653352 \quad 2630.240 \div 6157.735 = 0.42653352$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $4.123 - 0.58 \div 1.547 = 2.29023917$

A uniformidade de poros grandes é igual a $316.728 - 44.587 \div 103.306 = 2.6343194$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 8:

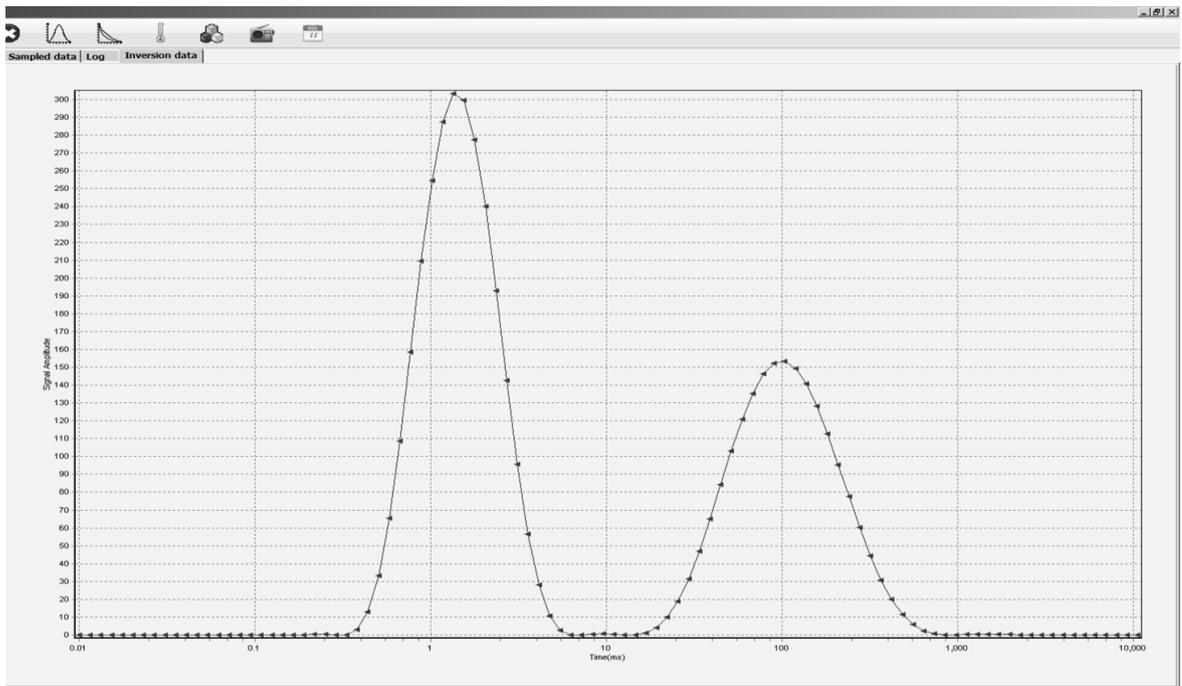
- 37 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 11)

Tabela 5.9 - Tabela dos dados de RM do paciente 8

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.071	0.251	0.332	0.674	0.000
2	0.381	1.345	7.220	2783.342	0.587
3	8.305	9.554	12.642	1.637	0.000
4	14.543	103.306	844.166	1951.080	0.412
5	971.064	1478.114	2977.203	1.631	0.000
6	3424.747	3939.568	10500.000	0.003	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.8 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 8



Fonte: A autora

Pico nº 2= poros pequenos

Pico nº 4= poros grandes.

Pico nº 1, 5 e 6 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.412 \div 0.587 = 0.70187394 \quad 1951.080 \div 2783.342 = 0.70187394$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $7.22 - 0.381 \div 1.345 = 5.08475836$

A uniformidade de poros grandes é igual a $844.166 - 14.543 \div 103.306 = 8.03073394$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 9:

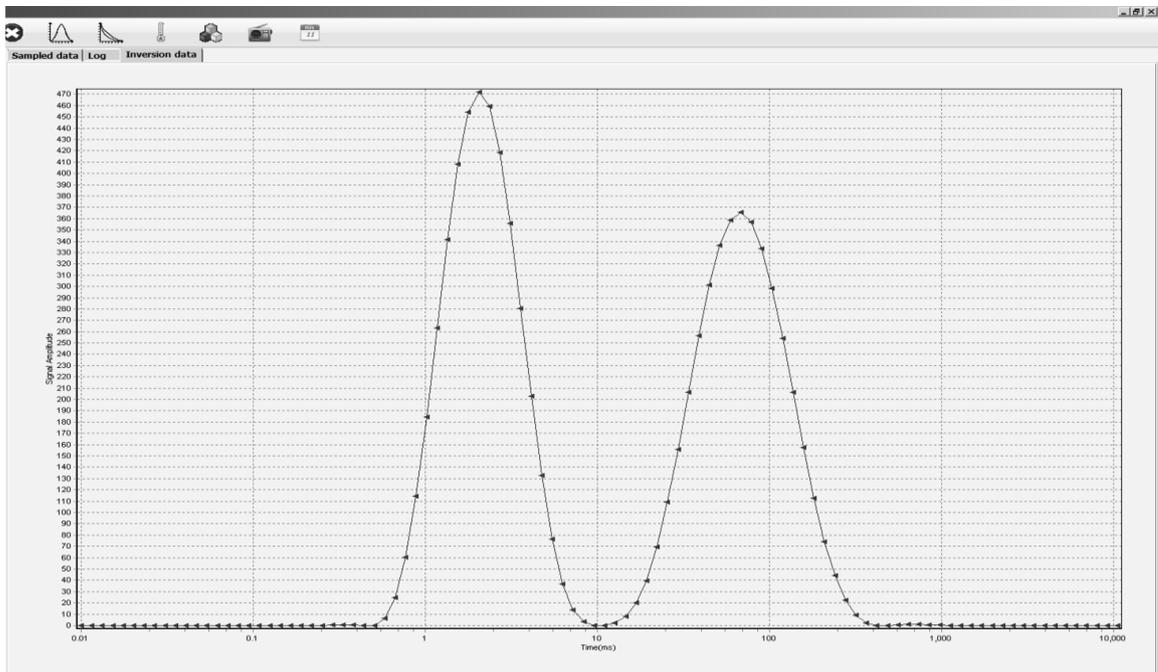
- 35 anos de idade
- Sexo masculino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 21)

Tabela 5.10 - Tabela dos dados de RM do paciente 9

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.251	0.332	0.439	1.923	0.000
2	0.439	2.047	9.554	4309.077	0.512
3	10.990	67.868	482.111	4101.743	0.487
4	482.111	637.951	1284.955	4.146	0.000
5	1478.114	3424.747	10500.000	0.002	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.9 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 9



Fonte: A autora

Pico nº 2= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes.

Pico nº 1, 4 e 5 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.487 \div 0.512 = 0.95117188 \quad 4101.743 \div 4309.077 = 0.95117188$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $9.554 - 0.439 \div 2.047 = 4.45285784$

A uniformidade de poros grandes é igual a $482.111 - 10.99 \div 67.868 = 6.94172511$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 10:

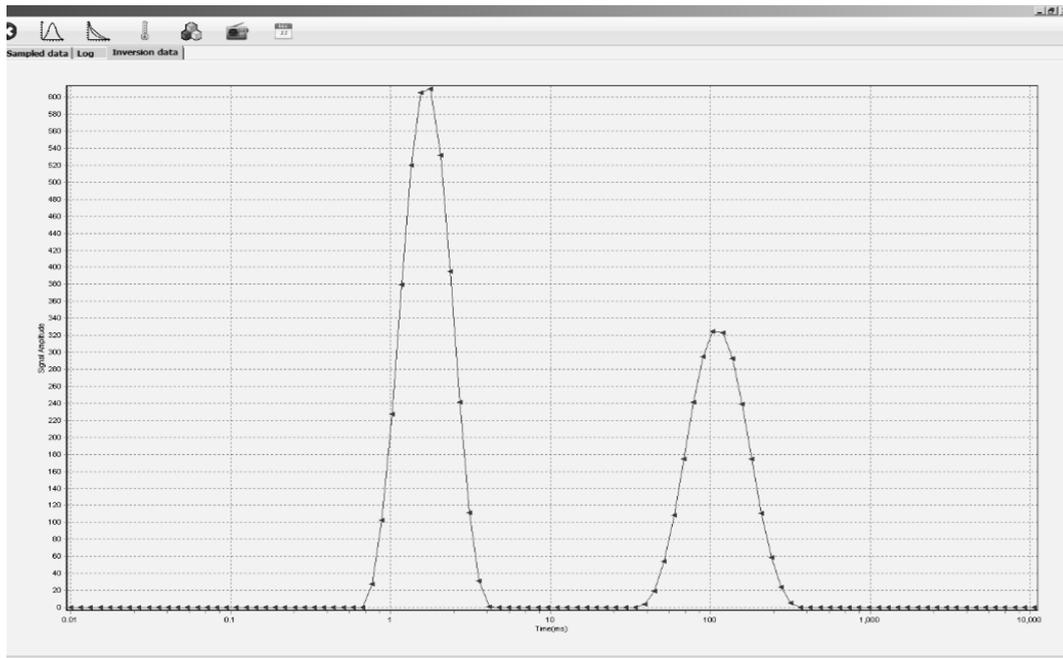
- 56 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: maxila (região do dente 25)

Tabela 5.11 - Tabela dos dados de RM do paciente 10

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.439	0.505	0.580	0.069	0.000
2	0.668	1.780	4.743	3782.869	0.607
3	38.760	103.306	364.340	2448.869	0.393
4	419.109	482.111	1955.907	0.464	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.10 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 10



Fonte: A autora

Pico nº 2= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes.

Pico nº 1 e 4 ignorar, razão muito baixa.

➤ A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.393 \div 0.607 = 0.6474464 \quad 2448.869 \div 3782.869 = 0.6474464$$

✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

➤ A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $4.743 - 0.668 \div 1.78 = 2.28932584$

A uniformidade de poros grandes é igual a $364.34 - 38.76 \div 103.36 = 3.1499613$

✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 11:

- 63 anos de idade
- Sexo feminino

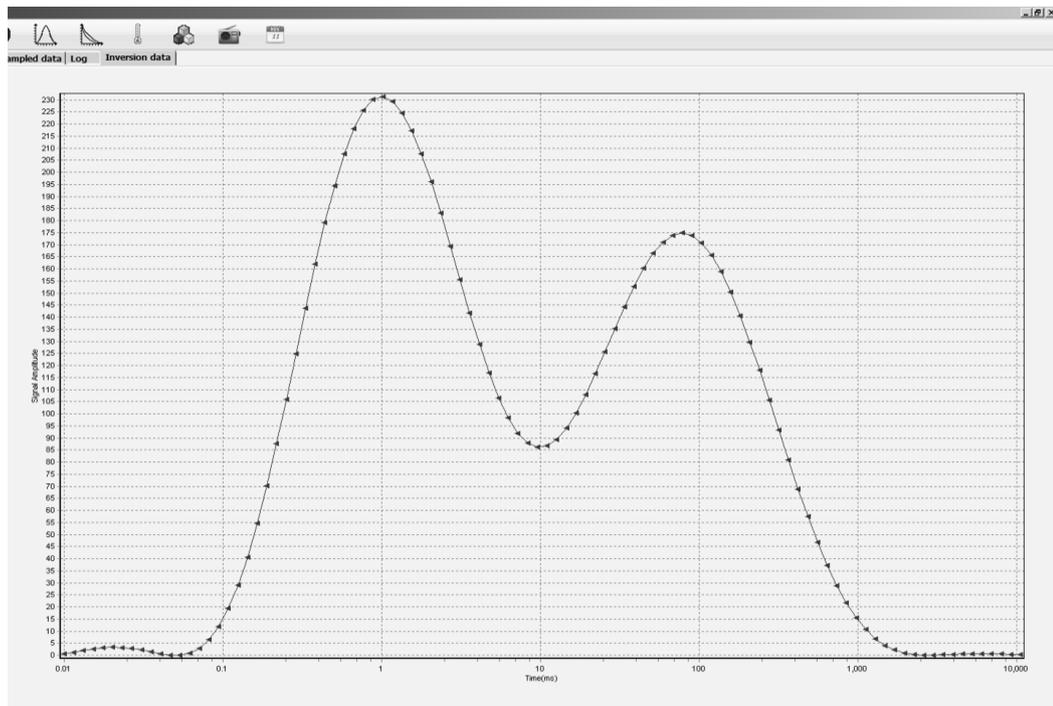
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 41)

Tabela 5.12 - Tabela dos dados de RM do paciente 11

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.010	0.020	0.047	22.406	0.003
2	0.054	1.016	9.554	4785.656	0.557
3	10.990	78.070	2588.144	3787.251	0.440
4	2977.203	5996.653	10500.000	4.093	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.11 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 11



Fonte: A autora

Pico nº 2= poros pequenos

Pico nº 3= poros grandes.

Pico nº 1 e 4 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.440 \div 0.557 = 0.78994614 \quad 3787.251 \div 4785.656 = 0.78994614$$

✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

➤ A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $9.554 - 0.054 \div 1.016 = 9.3503937$

A uniformidade de poros grandes é igual a $2588.144 - 10.99 \div 78.07 = 33.0108108$

✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 12:

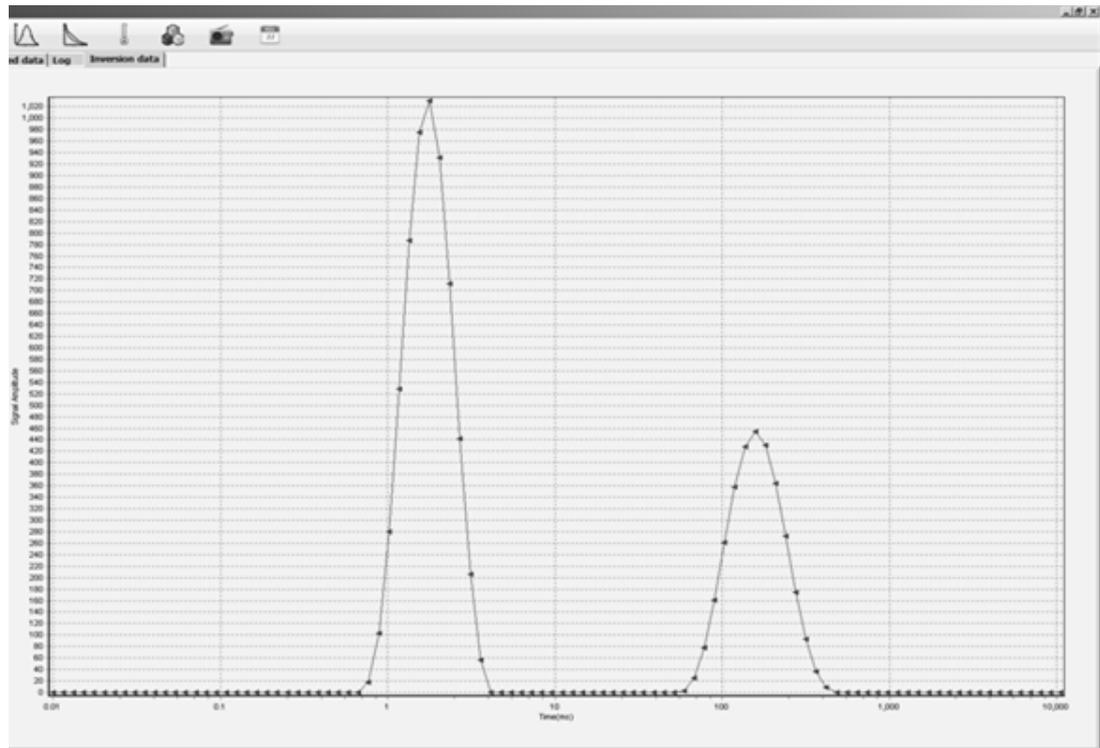
- 57 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 46)

Tabela 5.13 - Tabela dos dados de RM do paciente 12

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.668	1.780	4.743	6070.069	0.659
2	51.289	157.248	482.111	3145.879	0.341
3	554.584	637.951	1955.907	0.189	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.12 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 12



Fonte: A autora

Pico n° 1= poros pequenos

Pico n° 2= poros grandes.

Pico n° 3 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.341 \div 0.659 = 0.51745068 \quad 3145.879 \div 6070.069 = 0.51745068$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $4.743 - 0.668 \div 1.78 = 2.28932584$

A uniformidade de poros grandes é igual a $482.111 - 51.289 \div 157.248 = 2.7397614$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 13:

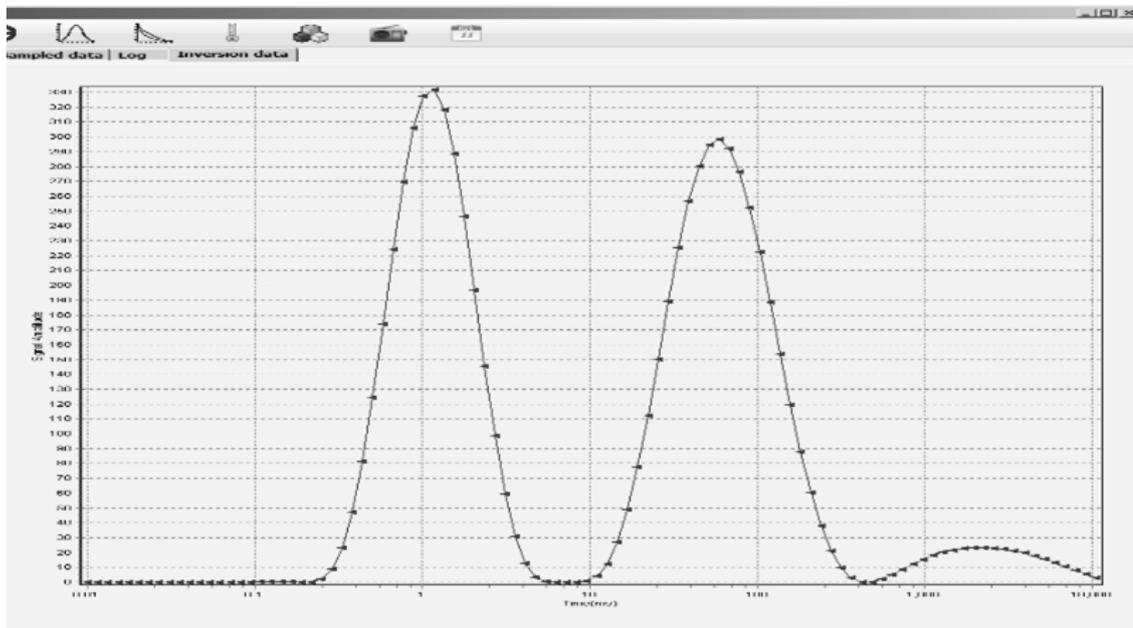
- 58 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 45)

Tabela 5.14 - Tabela dos dados de RM do paciente 13

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.054	0.062	0.082	0.006	0.000
2	0.094	0.143	0.189	1.817	0.000
3	0.218	1.169	6.277	3320.997	0.451
4	6.277	7.220	8.305	0.050	0.000
5	8.305	58.999	419.109	3702.439	0.503
6	482.111	2249.926	10500.000	332.070	0.045

Fonte: A autora

Figura 5.13 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 13



Fonte: A autora

Pico nº 3= poros pequenos

Pico nº 5= poros grandes.

Picos nº 1,2,4 e 6 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.503 \div 0.451 = 1.11529933 \quad 3702.439 \div 3320.997 = 1.11529933$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros grandes do que pequenos.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $6.2777 - 0.218 \div 1.169 = 5.18366125$

A uniformidade de poros grandes é igual a $419.019 - 8.305 \div 58.999 = 6.96137223$

- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

Paciente 14:

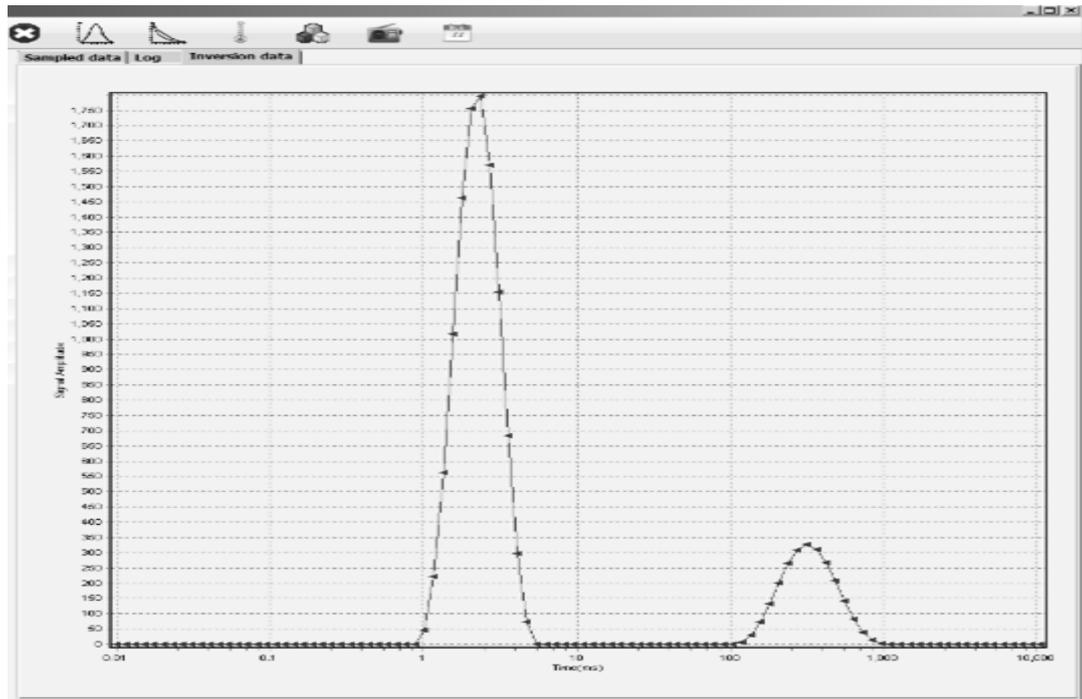
- 57 anos de idade
- Sexo feminino
- Região da amostra óssea: mandíbula (região do dente 46)

Tabela 5.15 - Tabela dos dados de RM do paciente 14

Nº	Início tempo de pico	Tempo de pico	Final tempo de pico	Área de Pico	Razão
1	0.884	2.355	5.456	10644.453	0.815
2	103.306	316.728	1284.955	2409.895	0.185
3	1478.114	1478.114	2249.926	0.068	0.000

Fonte: A autora

Figura 5.14 - Imagem do gráfico dos dados de RM, tempo T2 do paciente 14



Fonte: A autora

Pico nº 1= poros pequenos

Pico nº 2= poros grandes.

Pico nº 3 ignorar, razão muito baixa.

- A razão de volume de grandes e pequenos poros:

A proporção da razão de poros grandes e poros pequenos é:

$$0.185 \div 0.815 = 0.22699387 \quad 2409.895 \div 10644.453 = 0.22699387$$

- ✓ Ou seja, há maior quantidade de poros pequenos do que grandes.

- A uniformidade do tamanho dos poros:

Derivada da largura do pico (igual ao tempo final do pico - tempo inicial do pico / tempo de pico).

A uniformidade dos poros pequenos é igual a $5.456 - 0.844 \div 2.355 = 1.95838641$

A uniformidade de poros grandes é igual a $1284.955 - 103.306 \div 316.728 = 3.73080056$

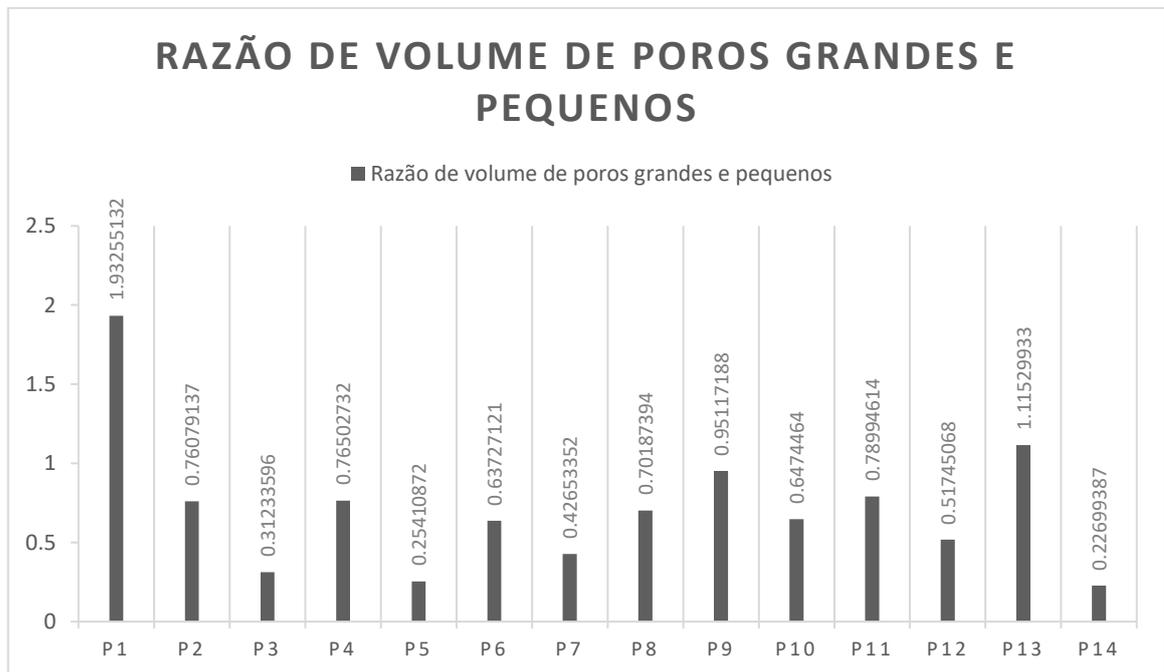
- ✓ Ou seja, os poros pequenos são mais uniformes que os poros grandes.

5.3 RESUMO DOS RESULTADOS INDIVIDUAIS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE BAIXO CAMPO (0,23T)

Das 14 amostras:

- Em relação a quantidade de poros grandes x pequenos:

Tabela 5.16 - Tabela razão de volume de poros grandes e pequenos



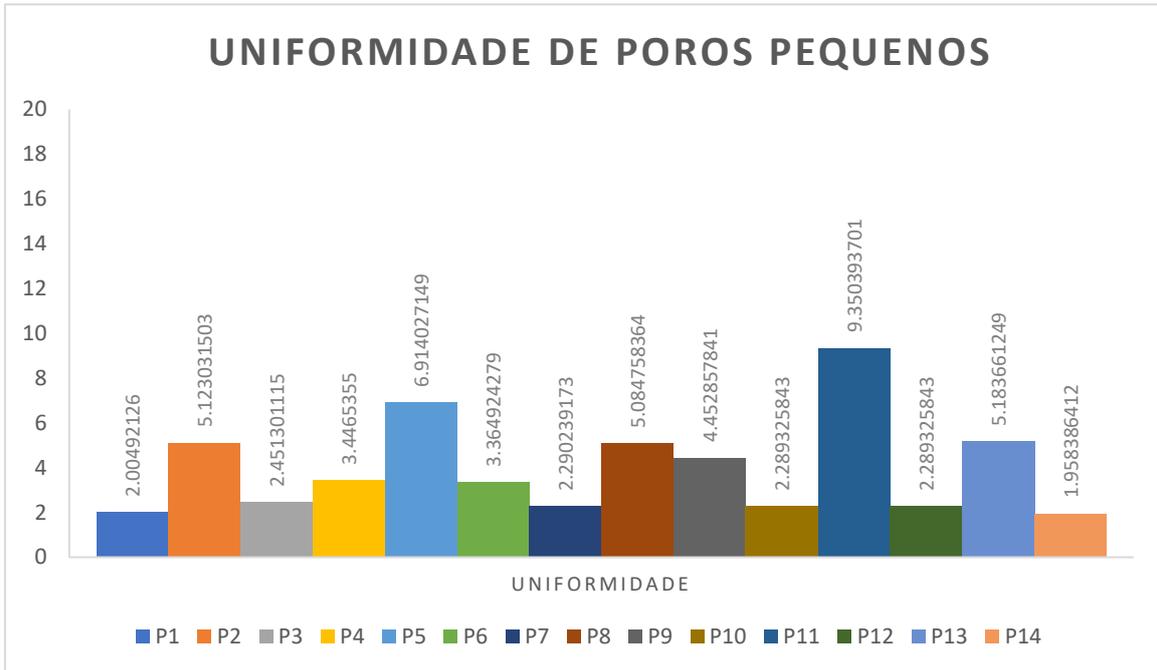
Fonte: A autora

- Apenas 2 amostras tiveram maior quantidade de poros grandes do que pequenos, que foram o paciente 1 e paciente 13.

- Em relação a uniformidade:

- O paciente 14 teve a maior uniformidade de poros pequenos.
- O paciente 11 teve a menor uniformidade de poros pequenos.

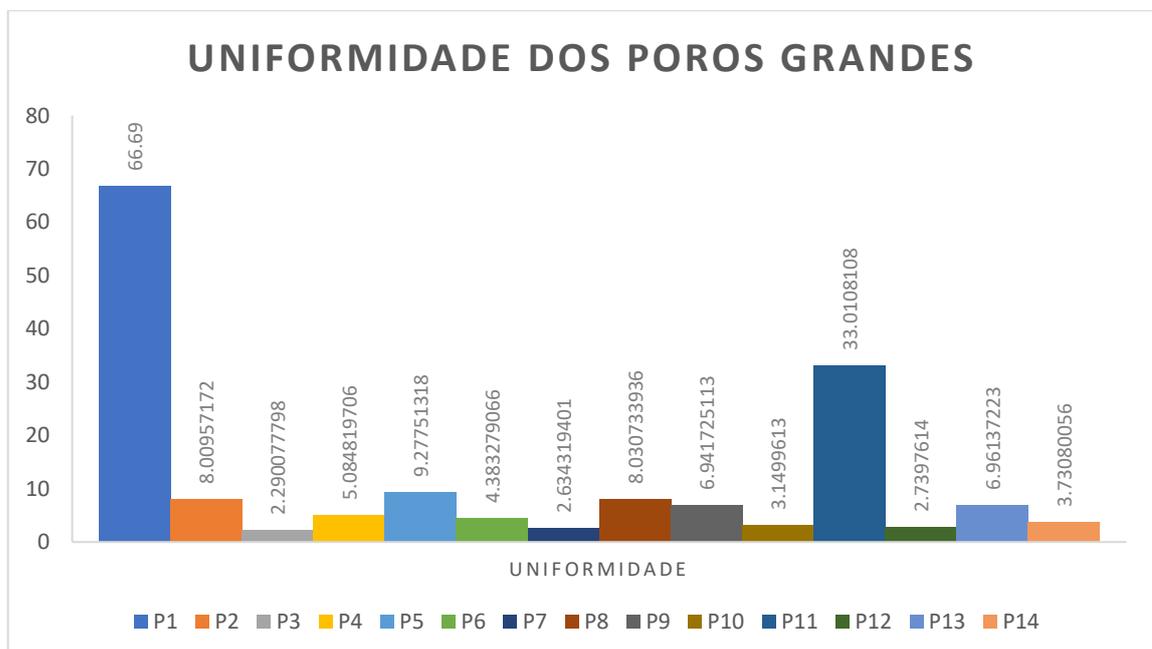
Tabela 5.17 - Tabela da uniformidade de poros pequenos



Fonte: A autora

- O paciente 3 teve a maior uniformidade de poros grandes.
- O paciente 1 teve a menor uniformidade de poros grandes.

Tabela 5.18 - Tabela da uniformidade de poros grandes

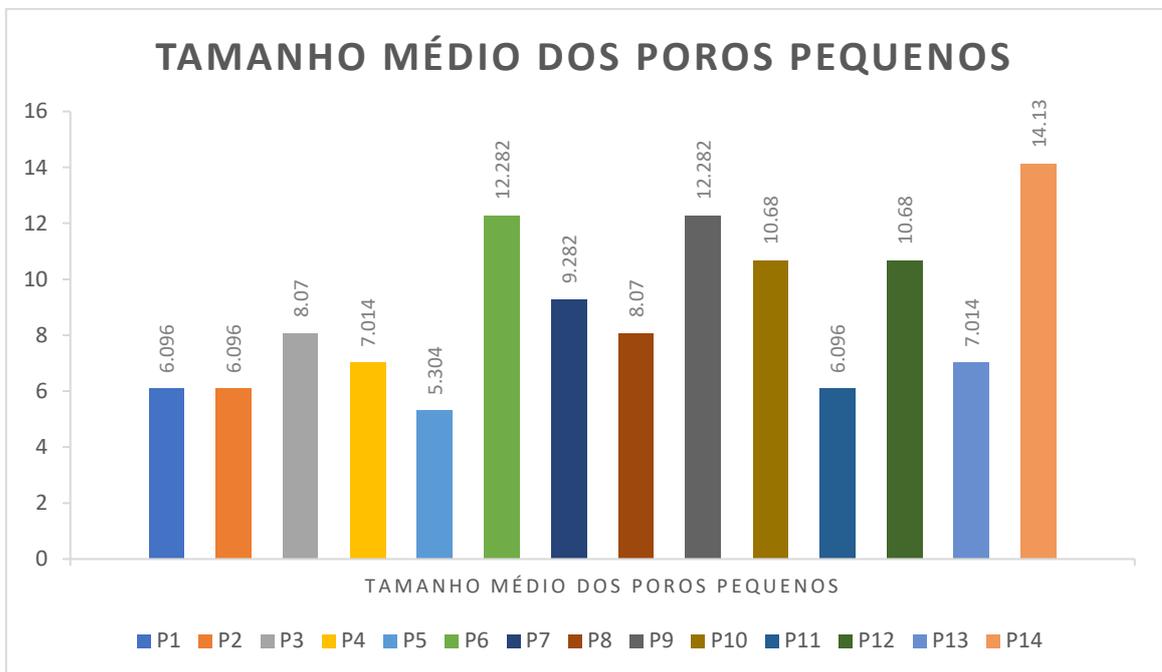


Fonte: A autora

Em 13 amostras, os poros pequenos foram mais uniformes que os poros grandes, conseguimos observar isso comparando os dados do segundo e terceiro gráfico, o único paciente que teve o poro grande mais uniforme que o poro pequeno foi o paciente 3, poro grande (2.2900778), poro pequeno (2.45130112).

➤ Em relação ao tamanho médio dos poros pequenos e grandes:

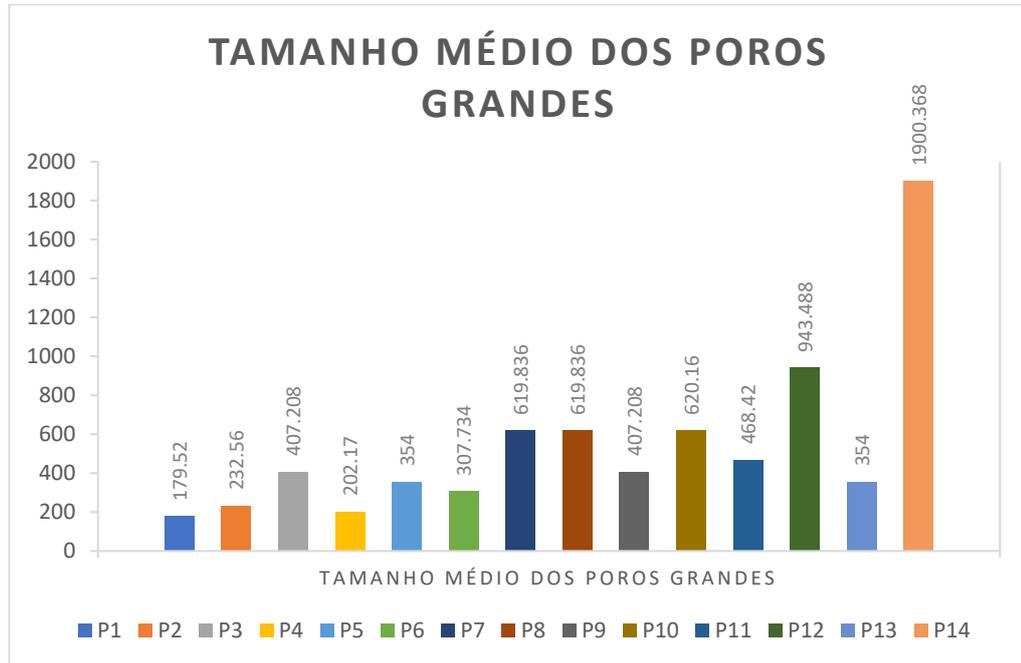
Tabela 5.19 - Tabela do tamanho médio dos poros pequenos



Fonte: A autora

- Paciente 5 teve o menor tamanho médio dos poros pequenos.
- Paciente 14 teve o maior tamanho médio dos poros pequenos.

Tabela 5.20 - Tabela do tamanho médio dos poros grandes



Fonte: A autora

- Paciente 1 teve o menor tamanho médio dos poros grandes.
- Paciente 14 teve o maior tamanho médios dos poros grandes.

5.4 COMPARANDO IDADE COM OS DADOS DE TCFC E MICRO-CT

TABELA 5.21 - TABELA DA COMPARAÇÃO DE IDADE COM OS DADOS DE TCFC E MICRO-CT

Idade	BV/TV (%)	Tb.Th (mm)	Tb.Sp (mm)	Tb.N (1/mm)	Valores de pixel de TCFC
35 (P9)	-	-	-	-	770.082
37 (P8)	85.73999	0.44569	0.20237	1.92374	672.256
55 (P2)	94.66456	0.66628	0.17196	1.42079	438.751
55 (P6)	63.22822	0.36513	0.41212	1.73168	562.773
56 (P4)	88.97492	0.46404	0.14526	1.91741	373.889
56 (P5)	84.68463	0.44922	0.12716	1.88514	351.452
56 (P10)	-	-	-	-	461.323
57 (P12)	-	-	-	-	355.29
57 (P14)	-	-	-	-	313.413
58 (P13)	-	-	-	-	236.455
63 (P3)	83.10611	0.51948	0.12319	1.5998	550.304
63 (P11)	-	-	-	-	557.547
64 (P7)	92.71872	0.46592	0.08873	1.99001	663.193
70 (P1)	66.39188	0.31375	0.2602	2.11606	446.613

Fonte: A autora

5.5 ANÁLISE DE CORRELAÇÃO LINEAR

Tabela 5.22 – Tabela da análise de correlação linear

Variáveis estudadas	Fração volumétrica óssea, BV/TV (%)	Espessura trabecular (mm)	Espaçamento trabecular (mm)	Número de trabéculas (1/mm)	Tamanho médio dos poros (nm)	Idade	Valores de pixel de TCFC
Fração volumétrica óssea, BV/TV (%)	r=1.000 p=.	r=.714 p=.023	r=-.500 p=.104	r=-.095 p=.411	r=-.690 p=.029	r=-.157 p=.356	r=-.095 p=.411
Espessura trabecular (mm)	r=.714 p=.023	r=1.000 p=.	r=-.690 p=.029	r=-.595 p=.060	r=-.595 p=.060	r=-.036 p=.466	r=-.167 p=.347
Espaçamento trabecular (mm)	r=-.500 p=.104	r=-.690 p=.029	r=1.000 p=.	r=0.48 p=.455	r=.333 p=.210	r=-.410 p=.157	r=.119 p=.389
Número de trabéculas (1/mm)	r=-.095 p=.411	r=-.595 p=.060	r=.048 p=.455	r=1.000 p=.	r=.429 p=.145	r=.470 p=.120	r=.286 p=.246
Tamanho médio dos poros (nm)	r=-.690 p=.029	r=-.595 p=.060	r=.333 p=.210	r=.429 p=.145	r=1.000 p=.	r=-.009 p=.488	r=.221 p=.224
Idade	r=-.157 p=.356	r=-.036 p=.466	r=-.410 p=.157	r=.470 p=.120	r=-.009 p=.488	r=1.000 p=.	r=-.259 p=.185
Valores de pixel de TCFC	r=-.095 p=.411	r=-.167 p=.347	r=.119 p=.389	r=.286 p=.246	r=.221 p=.224	r=-.259 p=.185	r=1.000 p=.

Fonte: A autora

As únicas correlações encontradas foram entre:

- Correlação positiva: Fração volumétrica óssea, BV/TV (%) e Espessura trabecular (Tb.Th) (mm)
- Correlação negativa: Fração volumétrica óssea, BV/TV (%) e Raio médio dos poros (nm)
- Correlação negativa: Espessura trabecular (Tb.Th) (mm) e Espaçamento trabecular (Tb.Sp) (mm)

6 DISCUSSÃO

O presente estudo visou demonstrar pela primeira vez na literatura, a utilização da RM de baixo campo magnético para correlacionar curvas de T2 de prótons presente em moléculas de água, com a porosidade óssea e espaçamento trabecular. A aplicação deste método para tecido ósseo foi baseada em estudos sobre a porosidade de rochas, sendo esta proporcional aos picos de T2 médio das moléculas de água. De maneira similar, foi considerada neste estudo a hipótese de que o pico médio de T2 de prótons presentes no tecido ósseo trabecular estivesse correlacionado com o espaçamento trabecular, e portanto, inversamente proporcional à fração volumétrica óssea (BV/TV), sendo que tal hipótese foi confirmada de maneira significativa neste estudo, apesar do seu tamanho de amostra pequeno. Para simular prótons presentes no tecido ósseo trabecular, as amostras ósseas estavam fixadas em formol, que por sua vez possui o mesmo T2 de prótons geralmente presentes no tecido ósseo trabecular, incluindo em medulas ósseas vermelha e amarela, permitindo portanto que amostras ósseas fixadas em formol possam ser correlacionadas com medidas morfométricas do próprio tecido ósseo realizada com métodos como a micro-TC (48,49).

Apesar de não haver outros estudos em relação a análise de porosidade por meio de RM na odontologia, outros estudos na área de medicina estudando o osso cortical por meio da RM, utilizaram a mesma metodologia analisando os valores de T2 com as moléculas de água, com a mesma lógica de quanto maior o tempo T2, maior o tamanho dos poros (19,42).

Em nosso estudo foi encontrado correlação positiva ($p=.023$) da fração volumétrica óssea, BV/TV (%) com a espessura trabecular (mm), ou seja, quanto menor o valor de BV/TV, menor a espessura trabecular, ou seja, há uma menor densidade óssea, ou quanto maior o valor de BV/TV, maior a espessura trabecular, há uma maior densidade óssea. Também foi achado uma correlação negativa ou inversa ($p=.029$) da fração volumétrica óssea, BV/TV (%) com o raio médio dos poros (nm), isso foi um achado interessante pois conforme o volume ósseo diminui, há uma perda óssea, o raio do poro aumenta, ou seja o tamanho do poro aumenta. E por último foi achado correlação inversa ($p=.029$) na espessura trabecular (mm) e

espaçamento trabecular (mm), ou seja, podemos entender que quanto mais fina vai ficando as trabéculas, há um aumento de espaço entre as trabéculas.

Podemos observar no resultado estatístico que quase houve uma correlação inversa ($p=.060$) entre o número de trabéculas (1/mm) com a espessura trabecular (mm) e raio médio dos poros (nm) com a espessura trabecular (mm). Consideramos esses resultados interessantes, pois apesar de não ter dado correlação, isso pode ter acontecido devido ao baixo número de amostra. Poderíamos analisar que quando há uma maior espessura trabecular, há um menor número de trabéculas. Se o raio médio dos poros e a espessura trabecular tivessem uma correlação inversa seria muito importante pois demonstraria que conforme há diminuição da espessura trabecular, há uma diminuição óssea, aumentando o tamanho dos poros.

Analisando a tabela que compara a idade dos pacientes com os dados de TCFC e micro-ct; e os gráficos obtidos pela relação do tamanho médio dos poros pequenos e grandes e a razão da quantidade de poros grandes x pequenos; conseguimos observar que os pacientes de 70 (P1) e 58 (P13) anos podem ter osteoporose, isso porque a paciente de 70 anos teve a maior quantidade de poros grandes e pelo estudo de micro-ct, ela teve a menor espessura óssea entre as amostras e teve um dos maiores espaçamento entre as trabéculas. A paciente de 58 anos, teve o menor valor de TCFC, ou seja, uma baixa densidade óssea, e teve maior quantidade de poros grandes do que pequenos, porém infelizmente não conseguimos os valores de micro-ct, apesar de não ter uma idade tão avançada comparando com a paciente de 70 anos, não temos os dados de saúde da paciente, não sabemos se a paciente é fumante, é sedentária, tipo de hábitos alimentares, se utiliza algum medicamento, entre outros.

Os outros pacientes tiveram densidade relativamente média para baixo, menos os pacientes mais novos de 35 e 37 anos que tiveram bons resultados em geral. O paciente mais novo de 35 anos, apesar de ser o único homem e não teve análise por meio de micro-ct, na TCFC teve o maior valor de pixel, a maior densidade óssea comparando com os outros pacientes mais velhos. O paciente de 37 anos (P8), teve o segundo maior valor de pixel de TCFC, o esperado pela baixa idade, em relação ao tamanho médio dos PP e PG, teve valor mediano em ambos. Alguns outros resultados que observamos uma correlação foi do P14, P6 e P7. A paciente de 57 anos (P14), teve o maior tamanho de poros grandes e pequenos, não tivemos a análise de micro-ct, mas na TCFC teve o 2º menor valor de pixel, ou seja, teve uma baixa densidade

óssea, demonstrando correlação. A paciente de 55 anos (P6), teve o 2º maior tamanho médio de PP, e o 3º menor tamanho médio de PG, no TCFC teve um valor mediano, então pode-se colocar como um paciente com densidade média. A paciente de 64 anos (P7), teve o terceiro maior valor de pixel de TCFC, e em relação ao tamanho médio dos PP e PG, teve valor mediano em ambos. Apesar de ter uma idade que o risco de ter osteoporose é maior, não sabemos o estado de saúde completo da paciente, a alimentação, atividades físicas, pode não possuir hábitos nocivos à saúde (como cigarro), entre outros. Os outros pacientes também tiveram resultados medianos em geral.

O estudo da uniformidade dos poros, seria importante para estudar a microestrutura dos poros e a diferença de tamanho entre os poros grandes e pequenos, acreditamos que isso influencia na resistência óssea, e se em um osso há uma uniformidade nos poros grandes, teria menor densidade óssea comparando com um osso onde há uma baixa uniformidade de poros grandes.

Comparando nosso resultado com a micro-ct, um estudo (8) analisou os poros no osso cortical por meio da histomorfometria, e também obteve o resultado que há uma diminuição do volume ósseo devido o aumento de porosidade nos canais de Harvers. Isso é de acordo com o nosso resultado: conforme o BV/TV diminui, há um aumento do tamanho dos poros.

Em dois estudos (11,14) também compararam os valores de micro ct com a porosidade, e obtiveram uma correlação positiva de quanto maior o tempo T2, há poros grandes no micro-ct, e quanto menor o tempo de T2, os poros no micro-ct são menores. A diferença que ambos utilizaram uma RM de UTE, tempo de eco ultracurto, a diferença é que utilizam o tempo de eco 100 vezes mais baixo do que o convencional.

Nos nossos resultados da análise dos gráficos de T2, em relação ao tamanho e uniformidade dos poros, infelizmente não houve correlação, porém podemos relacionar isso com o baixo número de amostra, acreditamos que com uma amostra maior poderá ter uma melhor correlação.

Além do baixo número de amostra, uma outra limitação no nosso trabalho foi por ser um estudo retrospectivo sem dados clínicos, sem anamnese, seria importante ter um dado padrão ouro como a DXA, para analisar a densidade óssea.

Uma vez que a relevância clínica do presente estudo inclui o diagnóstico por imagem do tecido ósseo alveolar para cirurgias relacionadas com a implantodontia,

os dados de RM e micro-ct apresentados aqui também foram correlacionados com informações da TCFC, que havia sido utilizada para avaliação pré-cirúrgica de todos os casos. Embora existirem algumas controvérsias sobre análise de escala de cinzas em valores de pixels para avaliar densidade óssea, diversos estudos laboratoriais e clínicos validaram o uso da TCFC (37–39,51,52).

Em contraste com os resultados deste estudo, que não encontrou correlação significativa com aspectos morfométricos de densidade óssea por micro-ct, diversos artigos na literatura tem descrito uma correlação linear significativa entre análise de valores de pixels de TCFC, com resultados morfométricos histológicos do tecido ósseo em questão (38,53). O motivo de tal discordância com a literatura, no entanto, pode ser o baixo tamanho de amostra do presente trabalho, que é consideravelmente menor aos estudos acima citados (50,54–56).

7 CONCLUSÕES

Diante dos achados encontrados, podemos concluir:

- Conseguimos obter uma correlação dos resultados de RM com a idade do paciente, e correlacioná-los com a micro-ct e TCFC.
- Na paciente de 70 anos: Na RM teve a maior quantidade de poros grandes, no TCFC teve valor mediano de pixels e na micro-ct teve a menor espessura óssea entre as amostras e um dos maiores espaçamento entre as trabéculas.
- Nos pacientes mais novos, 35 e 37 anos tiveram os dois maiores valores de pixel em TCFC.

REFERÊNCIAS

1. Schaffler MB, Burr DB. Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. *J Biomech.* 1988;21(1):13–6.
2. Martin RB, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech.* 1989;22(5):419–26.
3. Bousson V, Peyrin F, Bergot C, Hausard M, Sautet A, Laredo JD. Cortical bone in the human femoral neck: three-dimensional appearance and porosity using synchrotron radiation. *J Bone Min Res.* 2004;19(5):794–801.
4. Celenk C, Celenk P. Evaluation by quantitative magnetic resonance imaging of trabecular bone quality in the dentate and edentulous mandible. *Clin Oral Implant Res.* 2008;19(1):15–8.
5. Toledano M, Toledano-Osorio M, Guerado E, Caso E, Osorio E, Osorio R. Assessing bone quality through mechanical properties in postmenopausal trabecular bone. *Injury.* 2018;49 Suppl 2:S3-S10.
6. Ott SM. Cortical or Trabecular Bone: What's the Difference? *Am J Nephrol.* 2018;47(6):373-375.
7. Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *J Biomech Eng.* 2015 Jan;137(1).
8. Wang X, Ni Q. Determination of cortical bone porosity and pore size distribution using a low field pulsed NMR approach. *J Orthop Res.* 2003/02/06. 2003;21(2):312–9.
9. Horch RA, Nyman JS, Gochberg DF, Dortch RD, Does MD. Characterization of 1H NMR signal in human cortical bone for magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med.* 2010/09/02. 2010;64(3):680–7.
10. Bae WC, Patil S, Biswas R, Li S, Chang EY, Statum S, et al. Magnetic resonance imaging assessed cortical porosity is highly correlated with muCT porosity. *Bone.* 2014;66:56–61.
11. Jun Chen Hongda Shao, Darryl D'Lima, Graeme M Bydder, Zhihong Wu, Jiang Du SPG. Evaluation of Bound and Pore Water in Cortical Bone Using Ultrashort Echo Time (UTE) Magnetic Resonance Imaging. *NMR Biomed.* 2015;28(12):1754–62.
12. Seeman E, Delmas PD. Bone quality--the material and structural basis of bone strength and fragility. *N Engl J Med.* 2006;354(21):2250–61.
13. Cowin SC. Bone poroelasticity. *J Biomech.* 1999;32(3):217–38.
14. Bae WC, Chen PC, Chung CB, Masuda K, D'Lima D, Du J. Quantitative ultrashort echo time (UTE) MRI of human cortical bone: correlation with porosity and biomechanical properties. *J Bone Min Res.* 2012;27(4):848–57.
15. Wehrli FW, Song HK, Saha PK, Wright AC. Quantitative MRI for the assessment of bone structure and function. *NMR Biomed.* 2006;19(7):731–64.
16. Yeni YN, Brown CU, Norman TL. Influence of bone composition and apparent density on fracture toughness of the human femur and tibia. *Bone.* 1998;22(1):79–84.

17. Qingwen Ni Xiaodu Wang, Armondo De Los Santos, Daniel P Nicolella JSN. Assessment of water distribution changes in human cortical bone by nuclear magnetic resonance. *Meas Sci Technol*. 2007;18(3):715.
18. Ong HH, Wright AC, Wehrli FW. Deuterium nuclear magnetic resonance unambiguously quantifies pore and collagen-bound water in cortical bone. *J Bone Min Res*. 2012;27(12):2573–81.
19. Seifert AC, Li C, Wehrli SL, Wehrli FW. A Surrogate Measure of Cortical Bone Matrix Density by Long T2 -Suppressed MRI. *J Bone Min Res*. 2015;30(12):2229–38.
20. Li C, Seifert AC, Rad HS, Bhagat YA, Rajapakse CS, Sun W, et al. Cortical bone water concentration: dependence of MR imaging measures on age and pore volume fraction. *Radiology*. 2014;272(3):796–806.
21. Augat P, Schorlemmer S. The role of cortical bone and its microstructure in bone strength. *Age Ageing*. 2006;35 Suppl 2:ii27–31.
22. Cooper DM, Kawalilak CE, Harrison K, Johnston BD, Johnston JD. Cortical Bone Porosity: What Is It, Why Is It Important, and How Can We Detect It? *Curr Osteoporos Rep*. 2016;14(5):187–98.
23. McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM. Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *J Bone Jt Surg Am*. 1993;75(8):1193–205.
24. Currey JD. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech*. 1988;21(2):131–9.
25. Turnbull TL, Baumann AP, Roeder RK. Fatigue microcracks that initiate fracture are located near elevated intracortical porosity but not elevated mineralization. *J Biomech*. 2014;47(12):3135–42.
26. Tatum Jr. H. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am*. 1986;30(2):207–29.
27. Renato Mazzonetto HDN e FFN, Napoleão. Enxertos ósseos em implantodontia. *Napoleão*; 2012; 573 p.
28. Kristopher L. Kuhlman ENM. Porosity and Permeability: Literature Review and Summary. *Mech Behav Salt IX*. 2018;
29. Rahmouni A, Boulanouar A, Boukalouch M, Samaouali A, Géraud Y, Sebbani J. Porosity, permeability and bulk density of rocks and their relationships based on laboratory measurements. *RRM*. 2014;44:147–52.
30. Bai B, Zhu R, Wu S, Yang W, Gelb J, Gu A, et al. Multi-scale method of Nano(Micro)-CT study on microscopic pore structure of tight sandstone of Yanchang Formation, Ordos Basin. *Petrol Explor Develop*. 2013;40(3): 354–358.
31. Yang R, He S, Hu Q-H, Sun M, Hu D, Yi J. Applying SANS technique to characterize nano-scale pore structure of Longmaxi shale, Sichuan Basin (China). *Fuel*. 2017;197:91-99.
32. Zhu F, Hu W, Cao J, Liu B, Liu Y, Chang C. Probe material choice for nuclear magnetic resonance cryoporometry (NMRC) measurements of the nano-scale pore size distribution of unconventional reservoirs. *Energ Explor Exploit*. 2018;37: 014459871880247.
33. Junzhi Zhang Yurong Zhang, Zhaofeng Fang, Chuanqing Fu, Jie Guo FB. Effect of pore structures on gas permeability and chloride diffusivity of concrete. *Constr Build Mater*. 2018;163:402–13.
34. Biswal C; Hilfer RBM. Three-dimensional local porosity analysis of porous media. *Phys A Stat Mech its Appl*. 1998;255(3):221–41.

35. Fischer L, Valentinitzsch A, DiFranco MD, Schueller-Weidekamm C, Kienzl D, Resch H, et al. High-resolution peripheral quantitative CT imaging: Cortical porosity, poor trabecular bone microarchitecture, and low bone strength in lung transplant recipients. *Radiology*. 2015;274(2):473–81.
36. Nishimura DA, Aoki EM, Abdala R, Arita ES, Pinhata-Baptista OH, Tateno RY, et al. Comparison of pixel values of maxillary sinus grafts and adjacent native bone with cone-beam computed tomography. *Implant Dent*. 2018; 27(6):667-671.
37. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(7):832-6.
38. González-García R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: A histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(8):871-9.
39. Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, Akoğlan M, Öztunç H, Kurtoğlu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: A clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;
40. Seifert AC, Wehrli FW. Solid-State Quantitative (1)H and (31)P MRI of Cortical Bone in Humans. *Curr Osteoporos Rep*. 2016;14(3):77–86.
41. Rajapakse CS, Bashoor-Zadeh M, Li C, Sun W, Wright AC, Wehrli FW. Volumetric Cortical Bone Porosity Assessment with MR Imaging: Validation and Clinical Feasibility. *Radiology*. 2015;276(2):526–35.
42. Alan C. Seifert Felix W. Wehrli SLW. Bi-Component T2* Analysis of Bound and Pore Bone Water Fractions Fails at High Field Strengths. *NMR Biomed*. 2015;28(7):861–72.
43. Kribbs PJ, Chesnut 3rd CH, Ott SM, Kilcoyne RF. Relationships between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic population. *J Prosthet Dent*. 1989;62(6):703–7.
44. Manhard MK, Uppuganti S, Granke M, Gochberg DF, Nyman JS, Does MD. MRI-derived bound and pore water concentrations as predictors of fracture resistance. *Bone*. 2016;87:1–10.
45. Chen M, Yuan H. Assessment of porosity index of the femoral neck and tibia by 3D ultra-short echo-time MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2017;47(3):820-828.
46. Cone a R, Computed B, Study T. Correction of Buccal Dehiscence at the Time of Implant Placement Without Barrier Membranes : *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(6):1564-9.
47. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol*. 2009;82(973):35-40.
48. Baum T, Kutscher M, Muller D, Rath C, Eckstein F, Lochmuller EM, et al. Cortical and trabecular bone structure analysis at the distal radius-prediction of biomechanical strength by DXA and MRI. *J Bone Min Metab*. 2013;31(2):212–21.
49. Cortes ARG, Cohen O, Zhao M, Aoki EM, Ribeiro RA, Abu Nada L, et al. Assessment of alveolar bone marrow fat content using 15 T MRI. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2018;125(3):244–9.
50. Fuster-Torres MA, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Oltra D, Penarrocha-Diago M. Relationships between bone density values from cone beam computed tomography, maximum insertion torque, and resonance frequency analysis at implant placement: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):1051–6.

51. Turkyilmaz I, Tumer C, Ozbek EN, Tözüm TF. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol.* 2007;34(8):716-22.
52. Cortes ARG, Eimar H, Barbosa J de S, Costa C, Arita ES, Tamimi F. Sensitivity and Specificity of Radiographic Methods for Predicting Insertion Torque of Dental Implants. *J Periodontol.* 2015;86(5):646-55.
53. Monje A, Monje F, González-García R, Galindo-Moreno P, Rodriguez-Salvanes F, Wang HL. Comparison between microcomputed tomography and cone-beam computed tomography radiologic bone to assess atrophic posterior maxilla density and microarchitecture. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(6):723-8.
54. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39(6):323-35.
55. Aranyarachkul P, Caruso MSJ, Gantes MSB, Schulz MSE. Bone Density Assessments of Dental Implant Sites : *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):416-24.
56. Cankaya AB, Erdem MA, Isler SC, Demircan S, Soluk M, Kasapoglu C, et al. Use of cone-beam computerized tomography for evaluation of bisphosphonate associated osteonecrosis of the jaws in an experimental rat model. *Int J Med Sci.* 2011;8(8): 667–672.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Análise de Ressonância Magnética com baixo campo para mensuração da porosidade óssea alveolar

Pesquisador: Emiko Saito Arita

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 93572318.3.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.865.434

Apresentação do Projeto:

De acordo com os autores, a osteoporose é uma desordem óssea que geralmente ocorre com maior prevalência em mulheres com mais de 60 anos de idade, geralmente após a menopausa. É caracterizada por baixa massa óssea e deterioração microestrutural do tecido ósseo, ocorre o aumento da frequência do remodelamento ósseo e a reabsorção óssea supera a deposição óssea, ocasionando o aumento do risco de fratura.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo desse trabalho consiste na avaliação da porosidade óssea no osso alveolar com a utilização da técnica de Ressonância Magnética de baixo campo, comparando com dados do paciente como a idade.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os autores relatam que o risco previsto no estudo será o mínimo, pois será uma pesquisa baseada em

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO



Continuação do Parecer: 2.865.434

análise dos dados de arquivo e os benefícios foram relatados "Sítios implantares com extração dentária recente (menos de 6 meses de acompanhamento) serão excluídos para evitar o período de cicatrização alveolar. Também serão excluídos os pacientes com distúrbios metabólicos, como diabetes e deficiência de vitamina D, com volume ósseo alveolar insuficiente para a colocação do implante, grávidas ou com suspeita de gravidez, e menores de idade."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa retrospectiva, com base em estudos a partir de bancos de imagens, bem delineada e com grande potencial de contribuição para área de radiologia. EM parecer anterior, solicitou-se a inclusão de membro à equipe (Arthur Cortes), o que foi feito. Solicitou-se também esclarecimento sobre o número amostral (foi esclarecido, serão 15 tomografias provenientes dos EUA; no Plataforma, informa-se que 10 são do Brasil e 5 estrangeiras, pois o Sistema "trava" se o número amostral brasileiro for igual a zero). O cronograma foi atualizado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados: Folha de rosto, projeto completo e carta de autorização para uso de banco de imagens dos EUA.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br



USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO



Continuação do Parecer: 2.865.434

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1174200.pdf	23/08/2018 01:39:21		Aceito
Outros	Autoriza.pdf	23/08/2018 01:38:08	Emiko Saito Arita	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	23/08/2018 01:36:29	Emiko Saito Arita	Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	11/07/2018 10:27:29	Emiko Saito Arita	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 31 de Agosto de 2018

Assinado por:

**Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)**

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227

Bairro: Cidade Universitária

CEP: 05.508-900

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepfo@usp.br

ANEXO B – Carta de autorização

Martinos Center

Biomaterials Laboratory/Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging



MASSACHUSETTS
GENERAL HOSPITAL



HARVARD
MEDICAL SCHOOL

Martinos Center, Room 2320
Department of Radiology
Massachusetts General Hospital
149 13th Street
Charlestown, MA 02129-2020 USA

Phone +1-617-726-3083
Fax +1-617-726-7422
jerry@nmr.mgh.harvard.edu

June 26, 2018

Professor Arthur Rodriguez Gonzalez Cortes
School of Dentistry
University of São Paulo
São Paulo, SP
Brazil

Dear Arthur:

This letter is in regard to the data you and Professor Hans Wang of Shanghai University of Medicine and Health Sciences collected on the Niumag low-field MR device while you both were hosted at Massachusetts General Hospital during the 2014-15 academic year.

You are welcome to make use of the data in your project "Evaluation of Alveolar Bone Porosity with Low-Field NMR" provided that proper acknowledgement of all organizations providing support for the personnel, equipment, data collection and project, as well as appropriate decisions on authorship, are included in publications.

Best of luck with the project!

Regards,

Jerome L. Ackerman, Ph.D.
Director, Biomaterials Laboratory, Martinos Center, Massachusetts General Hospital
Associate Professor of Radiology, Harvard Medical School

PARTNERS. HealthCare System Member

Biomaterials Laboratory, Martinos Center, Room 2320, Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, 149 13th Street, Charlestown, MA 02129-2020