LAUREN OLIVEIRA LIMA BOHNER

**Ultrassom de alta frequência para avaliação da tábua óssea
vestibular de implantes dentais**

São Paulo

2017

LAUREN OLIVEIRA LIMA BOHNER

**Ultrassom de alta frequência para avaliação da tábua óssea
vestibular de implantes dentais**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2017

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

Bohner, Lauren Oliveira Lima.

Ultrassom de alta frequência para avaliação da tábua óssea vestibular de implantes dentais / Lauren Oliveira Lima Bohner ; orientador Pedro Tortamano Neto. -- São Paulo, 2017.

134 p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão original.

1. Implantes dentários . 2. Ultrassonografia. 3. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 4. Prótese dentária. I. Tortamano Neto, Pedro. II. Título.

Bohner LOL. Ultrassom de alta frequência para avaliação da tábua óssea vestibular de implantes dentais. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: / /2017

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico este trabalho aos meus avós, **Sidney Joel e Marli**, aos meus pais, **João Augusto e Ilse May**, às minhas irmãs, **Tanny e Luana**, e ao meu noivo, **Bruno**. Obrigada pelo incentivo para que eu fosse em busca dos meus sonhos. O apoio incondicional de vocês foi fundamental para que eu pudesse concluir esta tese com sucesso.

AGRADECIMENTOS

À Deus, pelas oportunidades vividas e conhecimentos adquiridos.

Aos meus familiares e amigos, pelo apoio e amor incondicional que possibilitaram que eu superasse a saudades e pudesse ir em busca dos meus sonhos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, por ter orientado com excelência a realização deste trabalho, sempre demonstrando extrema dedicação, competência e humildade no ensinar. Muito obrigada por possibilitar tantas oportunidades que me permitiram crescer como profissional e como pessoa.

À minha orientadora “alemã”, Prof. Dra. Juliana Marotti, por possibilitar a minha participação neste trabalho e por me oferecer oportunidades de valor inestimável, as quais tornaram possível a realização deste doutorado. Muito obrigada por compartilhar comigo suas vivências e aprendizados.

Ao Prof. Dr. Newton Sesma, por seu apoio e dedicação que fizeram com que este e tantos outros projetos fossem possíveis. Muito obrigada pela sua paciência, envolvimento e amizade, os quais permitiram que eu aproveitasse ao máximo as oportunidades do mundo acadêmico.

À Prof. Dra. Dalva Cruz Laganá, pela generosidade e incentivo na realização de atividades que contribuíram para o meu crescimento profissional. A sua dedicação e o carinho que demonstra aos alunos são uma inspiração para nós, futuros professores.

Aos Professores e colegas da Universidade RWTH Aachen e, especialmente, ao Prof. Dr. Stefan Wolfart, por viabilizar a realização do doutorado-sanduíche e por sempre estar disposto a me auxiliar nas atividades propostas durante o período em que estive na Universidade de Aachen.

Ao Prof. Dr. Luis André Mezzomo, por possibilitar a minha vivência na Universidade Federal de Santa Catarina, e pelo imenso aprendizado que obtive ao acompanhar os seus projetos de pesquisa.

À Prof. Dra. Thais Marques Simek Vega Gonçalves, pela amigável recepção na Universidade Federal de Santa Catarina, além dos ensinamentos e oportunidades dadas, as quais me fizeram aproveitar ao máximo o período em que estive na

universidade. Seu apoio e amizade foram de extrema valia, superando até mesmo o ganho do aprendizado científico.

À Prof. Dra. Ana Lúcia Phillipi, pela paciência, delicadeza e risadas durante a clínica e atendimento dos pacientes. Muito obrigada por me ensinar “a ter sorte”, e por tornar a confecção da prótese total tão simples e prazerosa.

À Prof. Dra. Graziela De Luca Canto, pelo incentivo e dedicação, que me acompanham desde a graduação e que fizeram com que eu escolhesse o caminho acadêmico. Muito obrigada pelo imenso aprendizado que tive em diversos momentos desta trajetória.

Ao CNPQ, por conceder a bolsa de doutorado-sanduíche do programa Ciências sem Fronteiras.

Aos engenheiros do Instituto Helmholtz, por permitirem que eu estivesse envolvida neste projeto que tanto contribuirá para o desenvolvimento científico aplicado à prática odontológica. Agradeço, especialmente, ao Daniel Habor, por conduzir com o saber de um professor os experimentos realizados neste trabalho.

Ao Instituto Indor, especialmente ao Prof. Dr. Israel Chilvarquer, Dr. Eduardo Duailibi Neto e Dra. Isabela Choi, pelo auxílio na aquisição das imagens tomográficas e pelas recomendações dadas para que eu pudesse aprimorar a qualidade do trabalho desenvolvido.

Ao Prof. Dr. Edson Liberti, pelo empréstimo do material anatômico, assim como pelo auxílio provido para o transporte do material ao exterior.

À empresa Conexão, pelo fornecimento do material utilizado neste estudo.

Ao Laboratório Júlio e, especialmente, ao Júlio Yamanochi, por idealizar parte da metodologia utilizada neste trabalho e pelo auxílio com as etapas laboratoriais.

Às funcionárias do departamento de Prótese Dentária, Coraci Aparecida de Moraes e Márcia Santos, assim como as funcionárias da pós-graduação, Alessandra Moreira de Lima e Cátia Tiezzi do Santos, pela colaboração sobretudo com as questões burocráticas do doutorado.

"Pensem que todas as maravilhas, objetos de seus estudos, são a obra de muitas gerações, uma obra coletiva que exige de todos um esforço entusiasta e um labor difícil e impreterível. Tudo isto, nas mãos de vocês, se torna uma herança. Vocês a recebem, respeitam-na, aumentam-na e, mais tarde, irão transmiti-la fielmente à sua descendência. Deste modo somos mortais imortais, porque criamos juntos obras que nos sobrevivem."

A. Einstein

RESUMO

Bohner LOL. Ultrassom de alta-frequência para avaliação da tábua óssea vestibular de implantes dentais [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Original.

Objetivo: Avaliar a exatidão do ultrassom de alta frequência na mensuração das dimensões lineares tanto da tábua óssea vestibular como de defeitos periimplantares circundando implantes dentais. **Materiais e Métodos:** Em uma primeira etapa, implantes dentais (n=10) foram instalados na maxila de 3 crânios secos e escaneados com ultrassom de alta frequência (UAF) e tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). As seguintes medidas lineares foram determinadas para avaliação: A) espessura óssea; B) nível ósseo. As medições foram comparadas com valores de referência determinados pela microscopia óptica. A segunda etapa do experimento envolveu amostras de osso porcino contendo defeitos ósseos ao redor dos implantes dentais (n=10), as quais foram escaneadas com ultrassom de alta frequência e tomografia computadorizada de feixe cônico. As seguintes medidas foram realizadas nos defeitos periimplantares: A) componente supra-alveolar, B) componente intra-ósseo e C) espessura do defeito. Os valores de referência foram determinado pela microtomografia computadorizada e o erro de medição (diferença entre grupo teste e controle) foi determinado. Os dados foram analisados estatisticamente considerando um nível de significância de $p \leq 0.05$. **Resultados:** Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para as medições da espessura óssea e nível ósseo ($p > 0.05$). Em relação à espessura óssea, a discrepância foi de 0.17mm para o UAF e 0.02mm para a TCFC. Para o nível ósseo, a discrepância foi de 0.55mm para o UAF e 0.12mm para a TCFC. Ao considerar o erro de medição dos equipamentos na mensuração de defeitos periimplantares, não houve diferença estatisticamente significativa entre o UAF e TCFC (UAF= 0.54 ± 0.69 mm; TCFC= 0.62 ± 0.55 mm). **Conclusão:** O ultrassom de alta frequência apresentou exatidão para a mensuração das dimensões lineares da tábua óssea vestibular e de defeitos periimplantares circundando implantes dentais.

Palavras-chaves: Ultrassonografia, Tomografia computadorizada de feixe cônico, Implantes dentais

ABSTRACT

Bohner LOL. High frequency ultrasound for evaluation of buccal bone surrounding dental implants [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017. Versão Original.

Purpose: To evaluate the accuracy of a high frequency ultrasound scanner (HFU) to the measurement of buccal bone and periimplant defects surrounding dental implants.

Materials and Methods: The first phase of this study comprised the installation of dental implants (n=10) in the maxillary of 3 dry skulls. The dental implants were scanned with a high frequency ultrasound scanner and a cone-beam computed tomography (CBCT). The following measurements were determined for evaluation: A) bone thickness, and B) bone level. The measurements were compared with reference values determined by an optical microscopy. The second phase comprised the installation of dental implants (n=10) in porcine bone samples containing bone defects surrounding dental implants. The bone samples were scanned with a high frequency ultrasound and cone-beam computed tomography and the following measurements were performed: A) supra-alveolar component, B) intra-bony component and C) thickness. The reference values were determined by a micro-computed tomography and the measurement error (difference between experimental and control group) was determined for each group. All measurements were statistically analyzed with a significance level of $p \leq 0.05$. **Results:** There was no statistically significant difference between ultrasound and cone-beam computed tomography for the measurement of buccal bone ($p > 0.05$). With regard to the bone thickness, the discrepancy to the reference values was 0.17mm for HFU and 0.02mm for CBCT. For bone level, the discrepancy was 0.55mm for HFU and 0.12mm for CBCT. The measurement error from both the devices not differed statistically (HFU= 0.54 ± 0.69 mm; CBCT= 0.62 ± 0.55 mm). **Conclusion:** The high frequency ultrasound presented accuracy for the measurement of buccal bone and periimplant defects surrounding dental implants.

Key words: Ultrasonography, Cone-beam computed tomography, Dental implants

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Representação dos defeitos classe I	39
Figura 2.2 - Representação esquemática demonstrando a formação de imagem bidimensional a partir de raios-X interagindo com o objeto.....	42
Figura 2.3 - Representação da propagação da onda ultrassônica, gerando compressão e rarefação das partículas do meio.....	50
Figura 2.4 - Modos de escaneamento do ultrassom. Modo A: escaneamento unidimensional, modo B: escaneamento bidimensional no sentido sagital e modo C: escaneamento bidimensional no sentido transversal.....	55
Figura 2.5 - Imagem de ultrassom representando o duto pancreático.....	55
Figura 2.6 - Esquema representativo da resolução espacial apresentada pelo transdutor de ultrassom.....	57
Figura 4.1 - Implantes dentais instalados na maxila de crânios secos	70
Figura 4.2-Moldagem realizada nos crânios com a técnica da moldeira aberta.....	72
Figura 4.3 - (A) Inclusão do bloco de gesso no suporte de PVC por meio do delineador. (B) Bloco de gesso incluído na base. (C) Desgaste determinando o maior diâmetro vestibulo-lingual do implante.....	73
Figura 4.4 - Imagem gerada pela TCFC.....	74
Figura 4.5 - Posicionamento do crânio com o longo eixo do implante paralelo ao transdutor.....	76
Figura 4.6 - Esquema representativo do escaneamento realizado no plano tridimensional.....	76

Figura 4.7 - Imagem em modo-B representando o espécime contendo a coroa, implante e estrutura óssea.....	77
Figura 4.8 - Esquema representativo dos escaneamentos realizados em diferentes posições do eixo z (alturas): (A) 4mm; (B) 5mm; (C) 6mm; (D) 7mm. A face superior demonstra a porção do conjunto que aparece na imagem modo-B do ultrassom	78
Figura 4.9 - (A) Imagem adquirida pela técnica da informação prévia. (B) Imagem gerada pelo ultrassom. (C) Combinação das imagens obtidas pelo CAD-CAM e pelo ultrassom.....	79
Figura 4.10 - Determinação do maior diâmetro vestibulo-lingual do implante	80
Figura 4.11 - Medições realizadas para a determinação da (A) espessura e (B) nível ósseo da tábua óssea vestibular ao implante dental.....	81
Figura 4.12 - Medições realizadas para os grupos (A) grupo controle, (B) TCFC e (C) UAF	83
Figura 4.13 - Defeito circular criado ao redor do implante.....	85
Figura 4.14 - Aquisição dos espécimes. (A) O implante dental foi instalado na amostra de osso contendo defeito periimplantar. (B) Uma coroa provisória foi instalada sobre o implante. (C) Uma porção de tecido gengival foi fixada sobre a amostra.....	86
Figura 4.15 - Grupo controle.....	87
Figura 4.16 - Escaneamento dos espécimes com TCFC.....	87
Figura 4.17 - Escaneamento dos espécimes com UAF.....	88
Figura 4.18 - (A) Imagem gerada pelo ultrassom de alta frequência para detecção dos defeitos periimplantes. (A) Componente supra-alveolar, (B) componente intraósseo.....	89
Figura 4.19 - Esquema representativo da medição das dimensões dos defeitos periimplantares. (A) componente supra-alveolar. (B) Defeito intraósseo. (C) espessura do defeito periimplantar.....	90
Figura 4.20 - Medições realizadas para os grupos (A) grupo controle, (B) TCFC e (C) UAF.....	91
Figura 5.1 - Medidas da espessura óssea (mm) para cada espécime (n=10).....	95

Figura 5.2 -Valores de média $\pm$ desvio-padrão (mm) para a espessura óssea mensurada por meio do grupo controle (CG), tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e ultrassom de alta frequência (UAF).....	96
Figura 5.3 - Gráficos de Bland-Altman para a variável “espessura óssea”.....	97
Figura 5.4 - Medidas da altura óssea para cada espécime (n=10).....	98
Figura 5.5 - Valores de média $\pm$ desvio-padrão para a altura óssea mensurada por meio do grupo controle (CG), tomografia computadorizada cone-beam (TCCB) e ultrassom de alta frequência (UAF) Escaneamento dos espécimes com TCFC.....	99
Figura 5.6 - Gráficos de Bland-Altman para a variável “altura óssea”.....	100
Figura 5.7 -Gráficos de Bland-Altman para a TCFC. (A) defeito intra-ósseo, (B) componente supra-alveolar e (C) espessura do defeito.....	103
Figura 5.8 - Gráficos de Bland-Altman para o UAF. (A) defeito intra-ósseo, (B) componente supra-alveolar e (C) espessura do defeito.....	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Densidade e velocidade do som em diferentes meios pelos quais a onda ultrassônica propaga.....	51
Tabela 2.2 - Impedância acústica de diferentes meios.....	53
Tabela 4.1 - Parâmetros de exposição utilizados para o TCFC.....	74
Tabela 5.1- Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variável “espessura óssea”.....	96
Tabela 5.2 - Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variação intra-pessoal da “espessura óssea”.....	97
Tabela 5.3- Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variação intra-pessoal da “espessura óssea”.....	99
Tabela 5.4- Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variação intra pessoal da “altura óssea”.....	100
Tabela 5.5- Análise estatística dos erros sistemático e aleatório apresentados pelo grupo controle, TCFC e UAF.....	101
Tabela 5.6- Valores de média±desvio-padrão para o erro de medição entre os grupos teste e o grupo controle.....	102

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

dB	decibéis
FOV	campo de visão
kVp	quilovoltagem
mA	miliAmpere
MHz	megaHertz
mm	milímetros
m/s	metros/segundo
PVC	polivinila
s	segundos
TCFC	tomografia computadorizada de feixe cônico
UAF	ultrassom de alta frequência
µm	micrômetros

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	33
2.1	TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR	33
2.2	REABSORÇÃO ÓSSEA.....	34
2.2.1	Reabsorção óssea fisiológica.....	35
2.2.2	Reabsorção óssea patológica	37
2.3	AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DA ESTRUTURA ÓSSEA.....	40
2.3.1	Exames radiográficos	40
2.3.2	Histórico e produção de raios-X.....	40
2.3.3	Radiobiologia.....	42
2.4	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	44
2.4.1	Avaliação da tábua óssea vestibular por meio da TCFC.....	46
2.4.2	Avaliação de defeitos periimplantares	48
2.5	ULTRASSOM	50
2.5.1	Propriedades do ultrassom	51
2.5.2	Funcionalidade do ultrassom	54
2.5.3	Propriedades da imagem	56
2.5.4	Componentes do ultrassom	57
2.5.5	Ultrassom de alta frequência.....	58
2.5.6	Uso do Ultrassom em Odontologia.....	58
3	PROPOSIÇÃO	65
3.1	OBJETIVO GERAL.....	65
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	65
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	69
4.1	DIMENSÕES LINEARES DA TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR	69
4.1.1	Delineamento experimental	69
4.1.2	Delineamento estatístico.....	70
4.1.3	Obtenção das imagens	71
4.1.3.1	Microscopia óptica	71
4.1.3.2	Tomografia computadorizada de feixe cônico	74
4.1.3.3	Ultrassom de alta frequência	75
4.1.4	Medições.....	80

4.1.4.1	Microscopia óptica	81
4.1.4.2	Tomografia computadorizada de feixe cônico	82
4.1.4.3	Ultrassom de alta frequência	82
4.1.5	Análise estatística.....	83
4.2	DEFEITOS PERIIMPLANTARES.....	84
4.2.1	Delineamento experimental	84
4.2.2	Delineamento estatístico.....	84
4.2.3	Aquisição dos espécimes	85
4.2.3.1	Microtomografia computadorizada.....	86
4.2.3.2	Tomografia computadorizada de feixe cônico	87
4.2.3.3	Ultrassom de alta frequência	88
4.2.4	Medições.....	90
4.2.5	Análise estatística.....	92
5	RESULTADOS.....	95
5.1	DIMENSÕES LINEARES DA TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR	95
5.1.1	Espessura óssea.....	95
5.1.2	Nível ósseo.....	98
5.2	DEFEITOS PERIIMPLANTARES.....	101
6	DISCUSSÃO	107
7	CONCLUSÕES	114
	REFERÊNCIAS.....	116
	ANEXOS	127

Introdução

1 INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador com implantes dentais apresenta um prognóstico favorável e previsível (1, 2), sendo o tratamento de escolha para a substituição de dentes ausentes (3, 4). Um dos principais fatores para a obtenção de um resultado satisfatório em longo prazo é o recobrimento ósseo do implante (5, 6), sendo que a integridade da estrutura óssea periimplantar detectada radiograficamente é um importante critério para definir o sucesso do tratamento (7).

Entretanto, fatores fisiológicos e patológicos podem ocasionar a reabsorção óssea ao redor dos implantes (8-11), resultando em prejuízos estéticos e biológicos ao tratamento (12, 13). Em casos onde o fator estético é considerado, o principal comprometimento está relacionado a um alto risco de recessão gengival decorrente da remodelação óssea (14), processo natural que ocasiona a reabsorção da tábua óssea vestibular, especialmente quando esta apresenta uma espessura inferior a 2mm (15-17). Além disso, condições patológicas, como a presença de doenças inflamatórias periimplantares, podem ser responsáveis pela reabsorção da estrutura óssea que suporta o implante. Quando não detectadas precocemente, levam à perda do implante e consequente necessidade de retratamento (18).

Embora os fatores responsáveis pela reabsorção óssea ainda sejam controversos (19, 20), seu diagnóstico e controle podem ser realizados por meio do monitoramento radiográfico da espessura óssea após a instalação do implante dentário (21, 22).

Desta forma, a avaliação e a mensuração do volume ósseo a partir de métodos de imagem permitem definir a qualidade do tratamento realizado (23). Entretanto, este ainda é um processo limitado, visto que a radiografia panorâmica, considerada o exame radiográfico padrão para avaliação de implantes, fornece apenas uma imagem bidimensional das estruturas faciais (24).

Em casos onde há necessidade da avaliação tridimensional do osso, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é o exame de escolha (16, 25). O método é

vantajoso devido ao menor índice de radiação e melhor resolução de imagem apresentados pela técnica quando comparada à tomografia convencional (26). Estudos clínicos e laboratoriais demonstram a eficácia da técnica para o monitoramento da estrutura óssea circundante a implantes dentais (14,16,22,25).

Não obstante as vantagens apresentadas pela TCFC, a qualidade da imagem é afetada pela presença de artefatos metálicos, os quais podem dificultar a determinação do volume bucal ao redor dos implantes. Razavi et al. apresentaram discrepâncias lineares de até 2mm na mensuração da espessura cortical vestibular de implantes dentais (27). Ainda, Kamburoglu et al. afirmaram que a técnica é incapaz de detectar defeitos ósseos periimplantares menores que 0.5mm, impedindo a identificação precoce dos mesmos (28). Além disso, deve-se ressaltar que o alto custo e a radiação liberada no paciente impossibilitam o seu uso como exame de monitoramento periódico (29).

Recentemente, novas técnicas de imagem vem sendo preconizadas a fim de possibilitar o acompanhamento de implantes dentais. Neste sentido, o ultrassom apresenta um grande potencial para a avaliação de estruturas ósseas vitais, especialmente por ser um método livre de radiação, não invasivo e de baixo custo, o qual oferece imagens instantâneas de maneira rápida e indolor(30-33). Na Odontologia, imagens baseadas em ultrassom são avaliadas experimentalmente para a visualização de estruturas anatômicas, (32) detecção de defeitos ósseos (34) e diagnóstico periodontal (35).

Entretanto, o sistema de ultrassom convencional ainda apresenta limitações, devido à sensibilidade da técnica em relação às propriedades acústicas do objeto avaliado. Ou seja, na presença de superfícies irregulares, a incidência não perpendicular da onda refletida pode resultar no aparecimento de artefatos na imagem (36). Ainda, parâmetros do ultrassom devem ser considerados na determinação da qualidade da imagem (36-38). A frequência do sistema, por exemplo, assume extrema importância, visto que, quanto maior a frequência, melhor será a resolução da imagem obtida (39). Por conseguinte, pode-se afirmar que o ultrassom de alta frequência (UAF) mostra-se viável para a avaliação de estruturas microscópicas (40) e para a determinação detalhes anatômicos (32, 41, 42), desde que o objeto avaliado

apresente características propícias para a incidência e reflexão das ondas ultrassônicas (43).

Embora pesquisas laboratoriais tenham demonstrado o uso UAF na mensuração da espessura da tábua óssea vestibular, estes estudos não consideraram a influência da irregularidade da estrutura óssea na qualidade da imagem, visto que o escaneamento foi realizado em amostras ósseas suínas planificadas (41, 42). Assim, necessitam-se pesquisas avaliando o comportamento do UAF em estruturas ósseas periimplantares apresentando diferentes padrões de reabsorção, a fim de possibilitar o monitoramento dos tecidos periimplantares e garantir o sucesso em longo prazo do implante dental.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR

Após a extração dentária, eventos fisiológicos resultam na perda da estrutura óssea alveolar, ocasionando alterações volumétricas significantes (44, 45). Entretanto, a preservação do volume ósseo é essencial para que se consiga atingir resultados estéticos (10, 44) e mecânicos (5, 11) adequados durante a instalação do implante dental. Assim, a quantidade óssea no local de instalação do implante deve ser considerada durante o planejamento cirúrgico, tanto em implantes convencionais como naqueles submetidos à carga imediata (11, 46).

Para assegurar o sucesso do tratamento, o implante deve estar posicionado de forma que permita a manutenção de um adequado volume bucal na superfície do implante. Caso a tábua óssea vestibular encontre-se com uma espessura reduzida, pode ocasionar na perda vertical do tecido mole e o colapso da arquitetura gengival (47). Ainda, estudos demonstram que uma cortical óssea de espessura fina é responsável por um aumento de 35% na prevalência de perda dos implantes (11). Desta forma, a espessura da tábua óssea vestibular deve ser no mínimo 2mm para garantir a manutenção do tecido mole (48).

Evans e Chen avaliaram, por meio de métodos clínicos e radiográficos, aspectos estéticos de 42 casos de implantes unitários submetidos à instalação imediata. Os autores enfatizam a posição bucolingual do implante como um fator determinante na estabilidade da mucosa periimplantar, de forma que os implantes posicionados vestibularmente à margem cervical do dente adjacente apresentaram maior recessão gengival que aqueles implantados em uma posição mais lingual (48).

De acordo com Nisapakultorn et al., a estabilidade da mucosa periimplantar é afetada por diferentes fatores. Os autores avaliaram clinicamente o nível da mucosa gengival e papila de 40 implantes dentais instalados na região anterior da maxila. A análise foi realizada por meio de exames clínicos, imagens radiográficas e tomográficas. Dentre estes, destacam-se o nível apical da crista óssea alveolar. A

espessura da tábua óssea, por sua vez, não provocou alterações estatisticamente significantes (49).

Hsu et al. avaliaram a influência da espessura da cortical óssea na estabilidade primária do implante dental. Os autores utilizaram ossos corticais sintéticos com espessuras variadas, unidas a ossos trabeculares com diferentes módulos de elasticidade, onde os implantes foram instalados e sua estabilidade primária avaliada por meio de um torquímetro, Sistema Ostell e Periotest. Concluiu-se que a estabilidade do implante é influenciada pela espessura óssea do osso cortical (6).

Resultados semelhantes são encontrados *in vivo*. Merheb et al. avaliaram a relação entre a espessura cortical óssea e a estabilidade primária do implante em 24 pacientes selecionados para a confecção de overdenture, sendo que, em cada paciente, 4 a 6 implantes foram instalados. Posteriormente, a espessura óssea foi mensurada no local cirúrgico e em imagens de Tomografia Computadorizada, enquanto a estabilidade primária do implante foi avaliada por meio do Sistema Ostell. Os resultados demonstraram uma correlação positiva entre a espessura da cortical óssea e a estabilidade primária. Segundo os autores, a avaliação pré-operatória da espessura óssea é um dos principais fatores para predizer a estabilidade do implante e determinar o local em que será realizada a cirurgia (5).

2.2 REABSORÇÃO ÓSSEA

Considerando que alterações volumétricas do osso periimplantar podem ter consequências significantes para a sobrevivência do implante, o acompanhamento da perda óssea ao redor dos implantes é um importante fator para determinar o diagnóstico do tratamento (50). O processo de reabsorção óssea pode ocorrer de duas maneiras: fisiológica ou patológica. O processo fisiológico é decorrente da remodelação óssea natural ocorrida após a instalação do mesmo, não estando relacionada à contaminação do implante. Por sua vez, a perda óssea patológica decorre de um processo inflamatório resultante da contaminação do tratamento pela microbiota bucal (51).

2.2.1 Reabsorção óssea fisiológica

A perda óssea marginal ocorrida durante o primeiro ano de carga após a instalação do implante envolve um processo natural de remodelação, o qual está relacionado ao trauma durante o procedimento cirúrgico. Estudos demonstram que a remodelação irá ocorrer independentemente de qualquer manejo para evitá-la, e espera-se que em média 0.2-1mm de altura óssea seja perdida durante o primeiro ano de função (51). Ainda, acompanhamentos a longo prazo por meio de tomografia computadorizada demonstram que esta reabsorção continua a ocorrer após longo período de tempo (7, 8, 9).

Tal fenômeno pode resultar em prejuízos estéticos e mecânicos ao implante, e é considerado prejudicial ao tratamento. Além disso, embora a reabsorção óssea inicial não esteja relacionada a um processo patológico propriamente dito, quando combinada a fatores traumáticos, esta pode vir a resultar em defeitos ósseos em forma de cratera, o qual sugere um estágio inicial de periimplantite (51).

Benic et al. avaliaram as alterações dimensionais da tábua óssea após sete anos de acompanhamento. Vinte e quatro pacientes receberam implante imediato e as seguintes distâncias foram mensuradas durante o ato cirúrgico: distância do ombro do implante até a crista óssea alveolar, distância do ombro do implante até o primeiro contato osso-implante, distância horizontal do aspecto mais coronal da crista alveolar até o implante. Após sete anos de acompanhamento, 14 pacientes foram reexaminados e as mesmas medições foram realizadas em imagens seccionais obtidas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico. Cada medida foi repetida três vezes e a média entre elas foi determinada. Dentre os pacientes examinados radiograficamente, cinco apresentaram ausência de tábua óssea vestibular e nível de mucosa 1mm mais apical em relação àqueles que possuíam o osso bucal intacto. Entretanto, nenhuma correlação foi encontrada com as medições iniciais (16).

Cosyn et al. avaliaram os parâmetros estéticos e clínicos de implantes imediatos após 5 anos de acompanhamento. Vinte e dois pacientes com ausência do incisivo

central receberam tratamento com implante imediato e os parâmetros estéticos foram avaliados após um e cinco anos de acompanhamento. Observou-se a reabsorção da tábua óssea vestibular, resultando em deterioração do contorno gengival e deficiência do processo alveolar (52).

Em um acompanhamento de dez anos, Kuchler et al. demonstraram os parâmetros clínicos e radiográficos associados à dimensão vertical da tábua óssea vestibular. Vinte e quatro pacientes submetidos ao tratamento com implante imediato participaram do estudo. As dimensões da tábua óssea foram determinadas clinicamente no momento do procedimento cirúrgico e, durante o follow-up, por meio de imagens obtidas por tomografia computadorizada de feixe cônico. Os autores sugeriram uma relação entre a perda óssea vertical e a espessura da tábua óssea vestibular. Entretanto, os fatores de risco responsáveis pela reabsorção óssea ainda não estão estabelecidos (19).

Yoda et al. acompanharam, por meio de imagens tomográficas, a perda óssea da tábua vestibular ao implante dental instalado na região do incisivo central. Os exames tomográficos foram realizados imediatamente após a instalação do implante, após seis e 12 meses de acompanhamento. Imagens seccionais no sentido buco-palatal foram utilizadas para a mensuração da espessura óssea, determinada como a distância entre a superfície do osso até o contato osso-implante. Ainda, modelos matemáticos foram criados a fim de determinar a relação entre estímulos biomecânicos e a modelagem óssea. A espessura óssea diminuiu gradativamente, sendo menor durante o período de um ano. Esta mudança estava diretamente relacionada aos estímulos biomecânicos na superfície externa do osso bucal (53).

Slagter et al. avaliaram a espessura óssea da tábua óssea vestibular a implantes dentais nos períodos de um mês e um ano após a instalação da prótese. Oitenta pacientes foram submetidos à cirurgia para instalação mediata ou imediata de implantes. A medição da espessura óssea foi realizada em imagens tomográficas, com os pontos de medição distribuídos ao longo do eixo do implante, com intervalos de 1mm dentre estes. Embora tenha ocorrido a perda óssea, esta foi considerada negligenciável, de forma que ambos os tratamentos foram considerados estáveis (20).

2.2.2 Reabsorção óssea patológica

A perda óssea ocorrida após o primeiro ano de carga está associada com a periimplantite, doença inflamatória que acomete os tecidos periimplantares ocasionando a reabsorção óssea, e, em casos mais graves, perda do implante. A principal etiologia é a contaminação pela microbiota bucal, embora a sobrecarga nos implantes também seja considerada responsável pelo surgimento de doenças periimplantares (54).

Atieh et al. revisaram sistematicamente a literatura sobre a prevalência e fatores de risco associados com a periimplantite. Foram avaliados estudos clínicos, os quais reportaram o número de casos da doença em um acompanhamento de pelo menos cinco anos. A periimplantite foi definida como presença de inflamação da mucosa com sangramento à sondagem, bolsa periimplantar maior que 5mm e perda óssea cumulativa maior ou igual a 2mm. Dentre os 504 artigos identificados na busca, 9 foram considerados elegíveis para a meta-análise. No total, 1.497 pacientes e 6.283 implante foram incluídos na amostra. A prevalência de periimplantite foi de 18.8% dos pacientes e 9.6% dos implantes. De acordo com os autores, a terapia de manutenção é determinante para prevenir a periimplantite em pacientes de risco (55).

Jemt et al. avaliaram casos de periimplantite em 1017 pacientes operados em clínica privada durante um período de 11 anos. O diagnóstico foi baseado em sinais clínicos de inflamação associados ao aspecto radiográfico. A periimplantite, por sua vez, foi definida como presença de sangramento à sondagem e perda óssea maior que 0.6mm, definido pela espessura da rosca do implante. Dentre os casos avaliados, 92 pacientes foram detectados com periimplantite (56).

O diagnóstico de periimplantite é determinado pela perda óssea detectada radiograficamente, acompanhada de sinais clínicos de inflamação do tecido mole (18). Embora haja diferentes classificações sobre a definição da doença, no que concerne ao diagnóstico e tratamento, o Consenso Báltico da Academia de Osseointegração definiu o diagnóstico precoce como crucial para a obtenção do sucesso. Ainda, enfatiza-se a necessidade de parâmetros diagnóstico mais sensíveis, visto que a perda óssea é subestimada na radiografia, de forma que a doença pode ser, muitas

vezes, subdiagnosticada. Recomenda-se, logo, a elaboração de novos métodos diagnóstico de periimplantite (57).

Schwarz et al. mensuraram as dimensões dos defeitos ósseos decorrentes da periimplantite em 24 pacientes e cinco cachorros. As seguintes medidas foram avaliadas: deiscência do defeito, componente circunferencial do defeito do lado mesial e distal, componente intra-ósseo e componente supra-alveolar. Os autores classificaram os defeitos em 2 classes: classe I, onde há predominância do defeito intra-ósseo, e classe II, em que se observa a perda óssea horizontal. Segundo os autores, os defeitos classe I podem ser ainda classificados em subclasses, conforme representado na figura 1:

- Defeito classe Ia: componente supra-alveolar (s) e defeito intra-ósseo (i) vestibular/oral (c-vo), com ruptura da tábuia óssea vestibular (Figuras 2.1A,1B);
- Defeito classe Ib: componente supra-alveolar e defeito intra-ósseo encobrindo a superfície vestibular (c-vo), mesial (c-m) e distal (c-d), com ruptura da tábuia óssea vestibular (Figura 2.1C);
- Defeito classe Ic: componente supra-alveolar e defeito intra-ósseo circundando o implante, com ruptura da tábuia óssea vestibular (Figura 2.1D);
- Defeito classe Id: componente supra-alveolar e defeito intra-ósseo circundando o implante, com ruptura da tábuia óssea vestibular e oral (Figura 2.1E);
- Defeito classe Ie: componente supra-alveolar e defeito intra-ósseo circundando o implante, sem ruptura da cortical óssea (Figura 2.1F).

O defeito mais presente em humanos foi o defeito circular intra-ósseo com manutenção do osso cortical, seguido de defeitos de deiscência associado à reabsorção circular (58).

Figura 2.1 - Representação dos defeitos classe I.

Fonte: Schwarz et al. (59).

De acordo com Schwarz et al., o resultado do tratamento de periimplantite é influenciado pela configuração do defeito periimplantar. Os autores avaliaram a relação entre a configuração do defeito e o tratamento regenerativo de lesões periimplantares. Foram selecionados para o estudo 24 pacientes exibindo lesões periimplantares com diferentes aspectos: defeito periimplantar circular com deiscência (Ib), defeito semi-circular com deiscência (Ic) ou defeito circular com manutenção do osso cortical (Ie). As lesões foram descontaminadas e regeneradas com material de enxerto ósseo e membrana reabsorvível. Após 12 meses de acompanhamento, apenas o defeito Ie apresentou mudanças favoráveis na profundidade à sondagem e nível de inserção clínica (59).

2.3 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA DA ESTRUTURA ÓSSEA

2.3.1 Exames radiográficos

A avaliação do osso periimplantar é normalmente realizada por meio de radiografia periapical ou panorâmica, embora o aspecto bidimensional de tais radiografias seja considerado uma limitação para o exame. Assim, a tomografia computadorizada de feixe cônico é atualmente considerado o método mais apropriado para visualizar a relação osso-implante, visto que o exame proporciona uma imagem tridimensional das estruturas anatômicas. Além disso, é possível adquirir uma imagem com alta resolução e baixa radiação quando comparada à tomografia convencional. Deve-se considerar, porém, que a radiação provida pelo exame ainda é considerada alta e, por isso, seu uso periódico deve ser evitado(24, 29). Ainda, na presença de implantes dentais, artefatos metálicos ao redor de implantes dificultam a avaliação óssea e pode levar na subestimação da espessura óssea (60, 61) ou impedir a detecção de defeitos periimplantares (28, 62).

2.3.2 Histórico e produção de raios-X

Os raios-X foram descobertos por Wilhelm Roentgen em 1895, quando o mesmo percebeu que era possível observar a parte interna de objetos colocados entre a fonte de raios-X e uma placa fotográfica. Com isso, Roentgen revolucionou diferentes aplicações do raio-X: com uma imagem radiográfica do seu rifle de caça ele descobriu que era possível verificar os danos presentes dentro do rifle sem destruí-lo, sendo possível aplicar ao controle de qualidade peça, detectando defeitos internos. Por último, com uma imagem da mão de sua mulher, ele verificou ser possível observar o tecido ósseo, aplicando o raio-X como método diagnóstico (63).

Na mesma época, Antonio Becquerel e Marie Curie descobriram elementos naturais contendo raios-X extremamente penetrantes conhecidos como raios-gama. Em seguida, Irene Curie e François Joliot, em 1931, conseguiram induzir a radioatividade artificialmente. Todas essas descobertas resultaram em um grande avanço na indústria e na medicina. Atualmente, o raio-X pode ser utilizado na indústria, no controle de qualidade e esterilização de comidas e equipamentos médicos, assim como na área médica, no diagnóstico de doenças e tratamento de câncer (64).

Os raios-X são pacotes de energia (fótons) produzidos por átomos radioativos, os quais não tem carga elétrica e viajam com ondas em frequências específicas com velocidade de 3×10^8 m/sec. Quando estes interagem com a matéria, convertem a energia cinética em radiação eletromagnética. O equipamento de raio-X odontológico é composto por um interruptor, painel de controle, gerador e tubo de raio-X. Esses componentes atuam simultaneamente para criar um raio-X de intensidade definida, penetrabilidade e distribuição espacial (65).

Em um tubo de raio-X, o filamento (ou cátodo) de tungstênio é responsável pela geração dos elétrons. Este processo ocorre devido ao aquecimento da corrente do filamento, gerando energia térmica. Esta, por sua vez, é absorvida pelos elétrons, fazendo com que estes movimentem-se para a superfície do metal. O escape dos elétrons da parte interna do metal, ou seja, a emissão dos elétrons resultante da absorção de energia térmica, é conhecida como emissão termiônica (65, 66).

Quando os elétrons atingem o alvo na outra extremidade do tubo, os elétrons do alvo são excitados com um alto nível de energia. Ao retornar ao seu estado de equilíbrio, estes elétrons liberam radiação infravermelha. Este processo de excitação e estabilização dos átomos gera uma grande quantidade de calor, de forma que apenas uma fração dos elétrons transforma-se efetivamente em raio-X. Estes são emitidos em todas as direções, mas apenas aqueles que atingem a janela do tubo irão fazer parte do feixe efetivo (65).

Para formar a imagem, fótons de raio-X são disparados contra o objeto e atenuados de acordo com o grau de absorção do tecido (Figura 2.2), gerando diferentes tons de cinza decorrentes dos diferentes níveis de atenuação (67).

Figura 2.2 - Representação esquemática demonstrando a formação de imagem bidimensional a partir de raios-X interagindo com o objeto.

Fonte: Adaptado de Rangayyan (67).

2.3.3 Radiobiologia

Dois anos após a descoberta da radiação, observou-se que, ao mesmo tempo que o raio-X era utilizado para diagnóstico e cura de tumores, também causava a queda de cabelo em trabalhadores expostos à radiação. Assim, percebeu-se que, além da ação benéfica do raio-X, o mesmo também provoca danos a tecidos normais. Com isso, iniciaram-se os estudos aprofundados sobre a radiobiologia (64)-

Embora diversas formas de radiação ionizante façam parte do nosso dia-a-dia, o raio-X é considerada a forma mais danosa. Devido à sua alta frequência e menor comprimento de onda, este é capaz de penetrar no tecido e causar a ionização das células, resultando em danos à produção de DNA, RNA ou proteínas (64).

Os efeitos radioativos podem ser classificados como determinísticos ou estocásticos. O primeiro corresponde àquele que resulta na morte celular, e exige uma alta dose de radiação imediata para ocorrer. Por outro lado, efeitos estocásticos são causados por baixas doses de radiação que se acumulam no organismo no decorrer da vida, causando danos funcionais porém sem levar à morte celular. Estes estão

relacionados a doenças como câncer, leucemia ou danos genéticos. Embora radiografias odontológicas não sejam causadoras de efeitos determinísticos, ainda não se sabe qual sua influência em fatores estocásticos (68).

Assim, o uso da radiação baseia-se na hipótese da linearidade, a qual afirma que há uma relação linear entre dose e efeito da radiação. Ou seja, toda radiação, não importa quão pequena seja a dose, tem potencial para produzir efeitos indesejáveis aos tecidos somáticos e genéticos (68). Embora a célula tenha um potencial de reparo após a radiação, ainda não se sabe se este ocorre completamente, por isso assume-se que pequenos danos residuais são acumulados na célula. Ainda, quanto maior a dose, maior a possibilidade de gerar danos mais graves, como câncer, leucemia, catarata ou mutações. A severidade das consequências, entretanto, pode ser minimizada diminuindo a exposição ao paciente (64). Assim, a teoria da linearidade é a base para o estabelecimento do princípio ALARA (As low as reasonably achievable), o qual estabelece conceitos e diretrizes para a minimização da radiação no meio ambiente (69).

Estima-se que a dose efetiva média da radiação natural responsável pelo aparecimento do câncer é de $4400\mu\text{Sv}$ por ano ($12\mu\text{Sv}/\text{dia}$). A radiação de um exame intra-oral completo, por outro lado, é de apenas $26\mu\text{Sv}$. White & Mallya (2012) afirmam que, embora questões éticas impeçam estudos para determinar o nível mínimo de radiação permitido, o uso de métodos diagnósticos envolvendo raio-X deve ser cauteloso (68). De acordo com a Associação Odontológica Americana, o exame radiográfico deve ser utilizado na odontologia como exame complementar, e seu uso deve ser justificado de acordo com a necessidade do paciente (70).

Em suma, embora o risco causado por raio-X odontológico seja mínimo, o uso do exame deve ser justificado e ser benéfico em relação ao potencial de dano. Como a célula possui potencial de reparo próprio, e um número muito maior de danos ocorre naturalmente a cada hora, ainda é questionável o fato de que danos ocasionados pela radiação irão sobrecarregar a célula.

2.4 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

A técnica da tomografia computadorizada baseia-se no princípio da geometria projetiva, de forma que as imagens são geradas a partir da rotação da fonte de raio-X sobre o paciente. Utilizando algoritmos específicos, a imagem tridimensional é gerada a partir da reconstrução das imagens bidimensionais adquiridas durante a rotação da fonte (71).

O primeiro tomógrafo utilizado criava imagens utilizando um tubo de raio-X conectado a um sensor por uma haste. Neste, os feixes de raio-X incidiam em movimento sobre o objeto, formando uma imagem nítida onde o plano focal é o mesmo em diferentes ângulos, e desfocada onde este é diferente. Atualmente, há três tipos de tomografias computadorizadas: o tomógrafo convencional, volumétrico e de feixe cônico. O tomógrafo tradicional possui um feixe de raio-X que constrói a imagem em camadas, atuando em uma espessura previamente programada, até atingir o volume determinado. No tomógrafo volumétrico, por sua vez, a aquisição de dados é realizada com a emissão dos raios de forma espiral, até completar o volume anatômico selecionado (72).

Já na tomografia computadorizada de feixe cônico, o feixe de raio-X possui formato de cone, o qual se move lentamente em torno do paciente, gerando aproximadamente 300 imagens em uma tomada radiográfica de até 30s. A aquisição da imagem é baseada no algoritmo de Feldkamp, o qual descreve a obtenção da densidade tridimensional de objetos a partir de projeções bidimensionais (73). A imagem é reconstruída a partir de voxels, os quais podem ser definidos como pixels volumétricos que representam o menor elemento de uma imagem. A reprodução tridimensional pode ser realizada por métodos de superfície, projeção de intensidade máxima ou representação volumétrica. Cada imagem possui em torno de 1-5mm de espessura e pode, além da reconstrução tridimensional, ser reproduzida em diferentes vistas: panorâmica, plano axial, coronal, sagital, cefalométrica e oblíquo-sagital (74).

De uma maneira geral, a tomografia computadorizada de feixe cônico é utilizada no diagnóstico e manejo de procedimentos, avaliação do tecido ósseo e do posicionamento do implante em relação às estruturas anatômicas (29). A peculiaridade do exame é que cada emissão fornece a imagem do volume avaliado,

e não apenas de uma camada (75), apresentando uma alta qualidade nas aplicações odontológicas (72). Ainda, o referido exame proporciona uma imagem livre de sobreposição de estruturas com magnificação 1:1, além da possibilidade de demarcar as estruturas anatômicas (73).

Dentre as vantagens apresentadas pela técnica, ressalta-se a baixa dose de radiação quando comparada à técnica de tomografia computadorizada convencional. Entretanto, esta ainda é considerada alta quando comparada à radiografia panorâmica, e por isso o exame deve ser usado com cautela (74). A radiação fornecida pelo tomógrafo irá variar de acordo com o sistema utilizado, número de imagens adquiridas, tamanho do campo de visão e resolução (73). Estima-se que a tomografia computadorizada de feixe cônico produza radiações de até 206 μ SV, enquanto a dose de radiação da panorâmica é de até 24.3 μ SV (71).

Guerrero et al. avaliaram a precisão da tomografia computadorizada de feixe cônico no planejamento cirúrgico de implante. Cirurgiões-dentistas experientes analisaram, em diferentes períodos, radiografias panorâmicas e TCFC de um mesmo paciente para a escolha do implante e local cirúrgico. O estudo demonstrou que, em relação à localização do implante, ambas as técnicas apresentaram resultados semelhantes. Por outro lado, para a escolha da altura do implante, a TCFC forneceu resultados mais apurados, visto que a radiografia panorâmica levava à seleção de implantes mais longos. Assim, os autores concluíram que, embora ambos os métodos possam ser considerados eficazes para o planejamento cirúrgico, a tomografia de feixe cônico proporciona ao cirurgião uma maior segurança e imagens de qualidade superior (76).

2.4.1 Avaliação da tábua óssea vestibular por meio da TCFC

Razavi et al. avaliaram o uso da TCFC para determinar medições lineares da tábua óssea vestibular. Dez examinadores mediram o nível ósseo e espessura da cortical óssea vestibular a implantes dentais instalados em osso porcino. Dois equipamentos de TCFC foram utilizados, sendo o tamanho do voxel de 0.3mm (iCAT NG) e 0.12mm (Accuitomo 3D60). O tomógrafo com maior tamanho de voxel apresentou uma tendência de subestimar a espessura da cortical óssea, enquanto aquele com menor tamanho de voxel foi considerado adequado para a medição. Ambos tomógrafos mostraram erros de medição de até 2mm para o nível ósseo (27).

Wang et al. demonstraram o uso da TCFC para avaliação da espessura óssea ao redor de implantes dentais instalados em maxilares de cachorros, além da capacidade da técnica na visualização de material de regeneração óssea. O escaneamento dos espécimes foi realizado com a TCFC PaX Duo3D com parâmetros de exposição de 85kVp, 4.9mA, FOV 50:50mm e voxel 0.08mm. Posteriormente, a espessura óssea vestibular e lingual foram determinadas e comparadas com dados histológicos. A diferença média entre a tomografia e histologia foi de -0.22mm, de forma que o erro máximo foi aproximadamente 3.50mm (77).

Naitoh et al. acessaram a espessura mínima da tábua vestibular a qual pode ser visualizada na tomografia computadorizada de feixe cônico. Uma peça cilíndrica de titânio foi instalada em uma mandíbula humana, e placas de alumínio com diferentes espessuras (0.2, 0.4, 0.6, 0.8 e 1mm) foram posicionadas vestibularmente à peça, representando a tábua óssea vestibular. As imagens tomográficas foram adquiridas com diferentes parâmetros de exposição, com tamanhos de voxel de 0.1, 0.2 e 0.3mm. O valor do voxel foi então quantificado para cada placa de alumínio. Os autores concluíram que espessuras maiores que 0.6mm podem ser facilmente visualizadas nas imagens (78).

Vera et al. avaliaram clinicamente a viabilidade da TCFC para acompanhar a perda óssea fisiológica ocorrida após a instalação de implantes. Vinte pacientes submetidos à cirurgia de implantes dentais foram submetidos a exames de TCFC em três momentos: antes, imediatamente e um ano após a instalação dos implantes. A espessura da tábua óssea vestibular foi mensurada 1mm abaixo do ombro do

implante, no terço médio e na região apical do mesmo. O nível ósseo foi determinado como a distância vertical entre o implante e a crista óssea alveolar. A espessura da tábua óssea vestibular variou entre 0.5-1.5mm, enquanto as alterações dimensionais variaram entre 0.19-0.62mm. O nível ósseo, por sua vez, variou 1.12mm após um ano de acompanhamento. Os autores concluíram que a TCFC é viável para avaliação das alterações dimensionais da tábua óssea após um ano de acompanhamento (79).

Ritter et al. utilizaram radiografia convencional e tomografia computadorizada de feixe cônico para avaliar a espessura e nível ósseo da tábua vestibular a 26 implantes dentais instalados em mandíbulas de cachorro. Não houve diferença entre a TCFC e os valores de referência determinados pela histologia. O nível ósseo apresentado pela TCFC não apresentou diferença estatística em relação ao grupo controle, enquanto a espessura óssea apresentou uma discrepância de aproximadamente 0.40 mm. Em relação à avaliação da área interproximal, tanto a radiografia como a TCFC apresentaram semelhança ao grupo controle. Os autores concluíram que os métodos de diagnóstico foram eficazes para a avaliação do osso periimplantar, embora artefatos metálicos possam dificultar a visualização de imagens tomográficas (80).

Gonzáles-Martins et al. avaliaram os efeitos que influenciam na visualização do osso ao redor de implantes dentais. Sessenta implantes dentais foram instalados em costelas de porco, de forma que 30 destes foram instalados no nível ósseo e 30 implantes estavam ao nível do tecido mole, conforme as recomendações do fabricante. Ainda, 10 implantes de cada grupo estavam totalmente cobertos por osso, 10 possuíam defeito de deiscência e 10 de fenestração. Os espécimes foram escaneados com tomografia computadorizada (120kVp, 60mA, voxel 0.62mm, 4s, FOV 13.9:13.9cm) e dois aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico: iCAT NG (110kVp, 2-3.20mA, voxel 0.3mm, 4.8s, FOV 16:6 cm) e Newtom VGi (110kVp, 4mA, voxel 0.2mm, 5.4s, FOV 15:15cm). Desta forma, a influência dos seguintes aspectos na visualização da estrutura óssea foram avaliados: tipo de escaneamento, posicionamento do implante em relação ao osso, cobertura óssea, espessura do osso cortical e nível ósseo. Todos os equipamentos utilizados subestimaram a espessura óssea, especialmente em casos onde a espessura óssea era menor que 1mm ou na presença de defeitos ósseos (22).

2.4.2 Avaliação de defeitos periimplantares

Mengel et al. avaliaram a detecção de defeitos periimplantares por meio de diferentes métodos radiográficos, dentre estes, a TCFC, tomografia computadorizada, radiografia intraoral e panorâmica. Com este intuito, defeitos de deiscência, fenestração e defeitos intraósseos de duas ou três paredes foram criados ao redor de implantes dentais instalados em mandíbulas de porco. A dimensão dos defeitos (altura x espessura) foi de 4x6mm para os defeitos de deiscência, 6x4mm para as fenestrações e 4x4 para os defeitos intraósseos. A análise foi realizada com base na medição dos defeitos ósseos nas imagens geradas pelos diferentes exames, além da avaliação da qualidade da imagem realizada por profissionais da área. A tomografia computadorizada foi realizada com voltagem do tubo de 60kVp, corrente do tubo de 2mA e tempo de exposição de 17s, e as discrepâncias entre as medidas obtidas na imagem gerada e a medida direta foram determinadas. A discrepância média para a TCFC, quando considerando todos os defeitos, foi de 0.17-0.11mm. Os autores consideraram o exame adequado para a detecção de defeitos periimplantares, visto que a discrepância em relação às medidas diretas foi mínima. Além disso, dentre os exames radiográficos realizados, a TCFC foi a que apresentou a melhor qualidade de imagem, considerando o contraste, brilho, distorção, visualização da estrutura óssea e foco (81).

Fienitz et al. demonstraram que a acurácia da TCFC é adequada quando os defeitos possuem uma espessura maior que 0.5mm. Os autores avaliaram o uso da técnica para avaliar defeitos periimplantares em casos com e sem regeneração óssea guiada, a qual foi realizada ao redor de implantes dentais instalados em cachorros. Os defeitos, medindo 6mm de largura e espessura, e variando entre 2-8mm de altura, foram criados na região de molares e pré-molares inferiores, após a extração dos mesmos. Com este propósito, utilizou-se o método mecânico de obtenção dos defeitos, com o auxílio de uma broca carbide. O exame de TCFC foi realizado com voltagem de tubo de 85kVp e corrente de 5-7mA, FOV de 15cm e tamanho de voxel de 0.3mm. A diferença entre as medições realizadas pela TCFC e medidas histológicas foram obtidas para determinar a acurácia da TCFC. Para ambos grupos com e sem regeneração óssea guiada, a diferença foi maior para espessuras de

defeito menor que 0.5mm, sendo que esta foi de aproximadamente 1.50-2.00mm. Para grupos em que o a espessura do defeito era maior que 0.5mm, a diferença foi de aproximadamente 0.50-1.00mm.(82)

Golubovic et al. avaliaram o uso da TCFC para avaliar as dimensões dos defeitos periimplantares induzidos por ligadura em seis cachorros com dentição completa. Após os procedimentos de extração dos molares, instalação dos implantes e indução dos defeitos periimplantares, os cachorros foram sacrificados e as mandíbulas dissecadas para análise com TCFC. O exame tomográfico foi realizado com parâmetros de exposição de 90kVp, 3.1mA, tempo de aquisição de 15s, FOV 12:8.5cm e voxel com 0.2mm. O componente supra-alveolar, intraósseo e a espessura dos defeitos foram determinados nas faces vestibular e lingual e comparados com as medidas obtidas histologicamente. Na face vestibular, a diferença média entre os valores obtidos pela TCFC e histologia foi de -0.53 ± 1.48 mm para o componente supra-alveolar, 0.49 ± 1.18 para o componente intraósseo e 0.18 ± 0.54 mm para a espessura do defeito. Assim, a TCFC foi considerada eficaz na determinação dos defeitos periimplantares (83).

Kamburoglu et al. avaliaram o uso da TCFC com diferentes FOVs para detectar defeitos periimplantares vestibulares. Implantes dentais foram instalados em mandíbulas dissecadas de cadáveres, e defeitos vestibulares foram criados mecanicamente com o auxílio de brocas cilíndricas. A medida manual com paquímetro foi considerada como grupo controle. Em seguida, os defeitos foram divididos de acordo com suas dimensões: defeitos pequenos (<3mm), médios (3-5mm) ou grandes (>5mm). As imagens foram adquiridas com FOVs de 4:4, 6:6 e 1:10cm. Os diferentes parâmetros utilizados não provocaram uma diferença estatística significativa. Ainda, houve correlação entre as medidas de espessura, largura e volume dos defeitos obtidos pelas imagens tomográficas e o grupo controle (28).

2.5 ULTRASSOM

Ondas de ultrassom são ondas acústicas emitidas com frequência acima dos limites audíveis ao ser-humano, correspondente a 20KHz. Assim como qualquer onda sonora, o ultrassom é uma energia mecânica que se propaga em um meio elástico, causando compressão e rarefação das partículas inseridas no objeto. Conforme demonstrado na figura 2.3, as partículas sofrem compressão quando em contato com a energia, aumentando a pressão do meio, enquanto a rarefação ocorre em seguida, quando a energia é dispersada dentre as partículas adjacentes. A partir da sequência de compressão e rarefação, a onda propaga-se pelo meio (66). Essa alteração é localizada, ou seja, ocorre apenas com determinadas partículas afetadas pela onda e aquelas adjacentes a elas, e não no meio como um todo (43). Desta forma, pode-se afirmar que o ultrassom depende das partículas do meio para se propagar, formando ondas com velocidade lenta em gases, intermediária em líquidos e rápida em sólidos(84). Estas ondas, porém, sofrem alterações quando em contato com diferentes interfaces, devido a fenômenos como atenuação, refração e reflexão, os quais serão descritos adiante.

Figura 2.3 - Representação da propagação da onda ultrassônica, gerando compressão e rarefação das partículas do meio.

Fonte: Adaptado de Bushberg et al. (66).

2.5.1 Propriedades do ultrassom

As características da imagem gerada pelo ultrassom são dependentes das propriedades acústicas do aparelho, como a frequência, velocidade do som e comprimento de onda. A frequência (f) do ultrassom determina o número de ondas emitidas por segundo (s), enquanto a velocidade do som (c) determina a distância percorrida pela onda em um determinado período (m/s). Já a distância (mm ou μm) entre dois picos de onda consecutivos, ou seja, entre períodos de compressão e rarefação, é determinado como comprimento da onda. A relação entre frequência, velocidade e comprimento de onda é determinada pela fórmula:

$$c = \lambda \cdot f,$$

onde c = velocidade da onda; λ = comprimento da onda e f = frequência.

Assim, a velocidade do ultrassom varia de acordo com o meio em que este se propaga (Tabela 2.1). Quanto maior a compressão do meio, maior será a velocidade. Este fator ocasiona a diferença encontrada, por exemplo, entre a velocidade do ultrassom quando esta se propaga no tecido mole e no osso, visto que o nível de compressão dos tecidos é médio e baixo, respectivamente (66).

Tabela 2.1 - Densidade e velocidade do som em diferentes meios pelos quais a onda ultrassônica propaga.

	Densidade	Velocidade (m/s)
Ar	1.200	330
Água tecido model	1.000	1.48
	1.050	1.54
Osso do crânio	1.912	4.08

Fonte: Bushberg et al. (66).

Considerando que a frequência não é afetada pela alteração na velocidade, uma variação na mesma irá resultar na alteração do comprimento de onda. Tanto a frequência como o comprimento de onda afetam a resolução espacial, ou seja, a visibilidade dos detalhes na imagem gerada. Quanto maior a frequência, menor o comprimento de onda e melhor será a resolução espacial. Para aplicações médicas, costuma-se utilizar frequências de 2-10MHz, sendo que o ultrassom de alta frequência ($> 20\text{MHz}$) é utilizado para aplicações específicas (43, 66).

A aquisição de imagens médicas tem como base a interação entre as ondas ultrassônicas e as propriedades acústicas do tecido, de forma que a impedância acústica do meio assume um papel importante para a resolução e contraste das imagens. A impedância acústica refere-se à relação entre a pressão acústica deste e a velocidade com que as partículas do meio deslocam-se. Para ondas acústicas, esta é definida como o produto entre a densidade do meio e a velocidade com que a onda se propagará no mesmo (Tabela 2). Por meio da impedância é possível descrever como a onda de ultrassom é transmitida de um meio para o outro (43).

Quando a impedância de dois meios é correspondente, 100% da energia é transmitida. Porém, ao se deparar com um meio com diferente impedância acústica, ocorre depreciação da onda por fenômenos como reflexão, dispersão e absorção (67). A transmissão da onda de um meio como o tecido mole para o ar, por exemplo, faz com que ocorra uma grande perda da onda, o que impede o uso do ultrassom para avaliação de órgão que contém grandes cavidades aéreas, como o pulmão. Ainda, este é o motivo pelo qual se usa gel ou algum meio de acoplamento acústico para impedir a atenuação das ondas quando estas penetram nos tecidos corpóreos (43).

Tabela 2.2 - Impedância acústica de diferentes meios.

	Impedância acústica (RAYLS)
Ar	0.0004×10^6
Gordura	1.34×10^6
Água	1.48×10^6
Músculo	1.71×10^6
Osso do crânio	7.8×10^6

Fonte: Bushberg et al. (66).

A dispersão representa a mudança de velocidade da onda, e ocorre devido à heterogeneidade do tecido. Se o tecido tem alta amplitude de dispersão, é denominado hiperecótico, enquanto um tecido com baixa dispersão corresponde a um tecido hipoecótico. Quando há diferença na amplitude de dispersão, o brilho das imagens do ultrassom é afetado (85, 86). Já a absorção é a energia cedida ao meio, a qual é transformada em outras formas de energia. Ambos fenômenos ocasionam a perda da intensidade da onda, ou seja, atenuação (66). Quanto maior a frequência da onda, maior será a atenuação e, conseqüentemente, menor a penetração nos tecidos (87). Assim, uma onda de 1 MHz tem uma atenuação de 13-26 dB no osso cortical. Uma frequência de 2 MHz terá o dobro, e 10 MHz, dez vezes mais. Por isso, quando deseja uma maior penetração nos tecidos, deve-se escolher frequências menores. O fenômeno de reflexão, por sua vez, é utilizado para o imageamento diagnóstico. Quanto maior a diferença na impedância acústica entre dois meios, maior será a quantidade da onda que será refletida (66).

2.5.2 Funcionalidade do ultrassom

O método convencionalmente utilizado para a geração de imagens médicas é o método pulso-eco. Neste, as ondas geradas que incidem em um anteparo são refletidas, originando o que chamamos de ecos. Os ecos retornam ao transdutor e originam um sinal elétrico, o qual é representado na tela do aparelho. Conhecendo a velocidade do som do objeto e o tempo percorrido pela onda, é possível determinar a distância percorrida pela mesma, assim como a intensidade dos pixels gerados. Este método é utilizado para localizar espacialmente o objeto e criar a imagem. Em superfícies como a estrutura óssea, praticamente todas as ondas emitidas são refletidas devido à alta impedância acústica. Isso faz com que não ocorra a penetração das ondas no seu interior, limitando a formação da imagem (67).

Na tela do ultrassom, o registro do método pulso-eco pode aparecer de três formas (Figura 2.4):

modo A: Exibe o eco na forma do gráfico Amplitude x Tempo. A partir deste, é possível determinar a distância percorrida pela onda.

modo B: Representa a amplitude em imagens na escala cinza, gerando uma imagem bidimensional da seção sagital do objeto.

modo C: Produz uma imagem bidimensional no sentido transversal. (88)

Figura 2.4 - Modos de escaneamento do ultrassom. Modo A: escaneamento unidimensional, modo B: escaneamento bidimensional no sentido sagital e modo C: escaneamento bidimensional no sentido transversal.

Fonte: Adaptado de Rallan e Harland (88).

Para a formação de imagens de um órgão, esta emissão é repetida em diferentes locais, até que se possa obter uma imagem em escala tom de cinza representando o órgão, conforme representado na figura 2.5 (89, 90).

Figura 2.5 - Imagem de ultrassom representando o duto pancreático.

Fonte: Harvey et al (89).

2.5.3 Propriedades da imagem

Dois parâmetros são importantes para definir a qualidade da imagem formada: o contraste e a resolução espacial (40). O contraste é definido como a diferença nos tons de cinza de acordo com as propriedades do tecido. Para o ultrassom, a impedância acústica dos tecidos irá determinar o contraste, de forma que este será maior quanto mais a diferença na impedância acústica entre dois tecidos (66).

A resolução espacial define a capacidade da técnica de definir detalhes da imagem. Assim, quanto maior a resolução espacial, menor o tamanho dos detalhes que são observados. Além disso, não é possível observar detalhes menores que o comprimento de onda da técnica utilizada. Isso significa que, em um ultrassom com frequência de 10MHz, onde o comprimento de onda é de 150 μ m, este é o limite de tamanho detectado pela técnica (66).

A resolução espacial pode ser dividida em axial, lateral e de elevação, de acordo com a direção da mesma em relação ao feixe de ultrassom. A resolução axial é a habilidade de discernir dois objetos na direção do feixe de US (eixo x), enquanto a resolução lateral determina a mesma capacidade na direção perpendicular ao feixe de US (eixo y). A resolução de elevação, por sua vez, é perpendicular ao plano da imagem (eixo z), conforme demonstrado na figura 2.6 (66).

Figura 2.6 - Esquema representativo da resolução espacial apresentada pelo transdutor de ultrassom.

Fonte: Bushberg et al. (66).

2.5.4 Componentes do ultrassom

O equipamento de ultrassom é formado por um transdutor, um gerador de pulso de alta voltagem, um circuito transmissor, um circuito receptor, um amplificador e um conversor analógico-digital. O sinal do ultrassom é transmitido e recebido pelo mesmo transdutor, o qual converte os ecos em sinais elétricos. Estes são amplificados e posteriormente detectados pelo conversor analógico digital, e a imagem, então, é processada e convertida a um formato apropriado (89).

Um dos principais componentes que definirão a qualidade da imagem é o transdutor. Transdutores de ultrassom geralmente são materiais piezelétricos, os quais trabalham em um determinado intervalo de frequência, representado pela largura de banda do mesmo. Quanto maior a largura de banda, melhor a resolução e contraste da imagem (89), visto que a direção e magnitude do pulso emitido pelo

transdutor irão influenciar o aparecimento de artefatos na imagem. As características do pulso emitido pelo transdutor, como a frequência central e a largura de banda, são parâmetros relevantes para determinar a resolução desejada (37).

2.5.5 Ultrassom de alta frequência

O ultrassom de alta frequência tem sido utilizado na área biomédica por proporcionar uma melhor resolução espacial em relação à ultrassonografia convencional (91), visto que esta ainda fornece imagens com qualidade limitada (92). Sua funcionalidade ocorre com ondas superiores a 20 MHz, e é considerado um método benéfico devido à sua resolução espacial, a qual possibilita o seu uso em estruturas microscópicas. A desvantagem de se obter uma alta frequência, porém, está relacionada à limitada capacidade de penetração (40).

Além disso, a ultrassonografia de alta frequência tem se mostrado promissora para a avaliação de estruturas ósseas. Foroughi et al. avaliaram a segmentação óssea da imagem formada por meio da ultrassonografia de alta frequência, quando comparada à segmentação manual e uso do ultrassom convencional. Os autores concluíram que o método apresentado pode segmentar imagens utilizando técnicas de sombreamento e alta intensidade, porém necessita-se de experimentos para validação da técnica (93).

2.5.6 Uso do Ultrassom em Odontologia

Na Odontologia, a ultrassonografia vem sendo estudada com o objetivo de avaliar as condições normais e patológicas dos tecidos orais (30), como a detecção de fraturas ósseas(94), diagnóstico de lesões(95) e avaliação de estruturas musculares (96).

Cotti et al. utilizaram imagens obtidas pelo ultrassom (7-9MHz) para detectar patologias ósseas em pacientes, os quais possuíam lesões perirradiculares já

diagnosticadas anteriormente. Em todas as avaliações, a ecografia permitiu a mensuração das lesões, sugerindo o uso de imagens ultrassônicas como uma técnica promissora no campo da Endodontia (35).

Culjat et al. avaliaram o uso do ultrassom (16.1 MHz) para localizar implantes dentais instalados em um modelo ósseo suíno, assim como medir a espessura do tecido gengival acima destes. A localização dos implantes foi determinada pela reflexão das ondas ultrassônicas no osso e no implante, determinadas pela relação sinal-ruído em decibéis (dB). A espessura do tecido gengival, por sua vez, foi determinada pela distância percorrida pela onda de ultrassom. A relação sinal-ruído diferiu no local onde os implantes foram instalados, de forma que, na estrutura óssea, este foi de 19.1 ± 4.6 dB, enquanto a região com implante apresentou valores de 36.6 ± 2.2 dB. A espessura do tecido gengival apresentou um erro de mensuração de 0.5 mm em relação a medidas obtidas pelo paquímetro. Os autores concluíram que o ultrassom pode ser utilizado para determinar a localização de implantes dentais intra-ósseos (97).

Machtei et al. utilizaram um novo aparelho de ultrassom para mensurar a distância da osteotomia ao canal alveolar inferior e seio maxilar, comparando os resultados com mensurações realizadas a partir da radiografia panorâmica. Quatorze pacientes submetidos à instalação do implante participaram do estudo, onde a medição pelo ultrassom foi realizada durante o procedimento cirúrgico. A distância entre a osteotomia e as estruturas de interesse foram determinadas pela distância percorrida pela onda do ultrassom. Houve uma correlação significativamente positiva entre as medidas, sendo que a distância calculada pelo ultrassom foi de 5.26 ± 0.61 mm, enquanto para a radiografia foi de 5.18 ± 0.18 mm. Os autores consideraram o aparelho de ultrassom uma alternativa viável ao uso de radiografias intra-orais durante a instalação de implantes na região posterior (31).

Salmon et al. desenvolveram um protótipo de ultrassom (20 MHz) adaptado para a avaliação periodontal da cavidade oral. Avaliou-se, dentre outros parâmetros, a eficácia do ultrassom na determinação do nível ósseo ao redor dos implantes, o qual é inacessível por meio de radiografia. O exame foi realizado em três voluntários para avaliação da estrutura dentária, implante dental e mucocela. A visualização do nível ósseo, margem gengival e linha mucogengival foi determinada por radiologistas. Os

autores sugerem o uso do aparelho devido à sua segurança e dinamicidade, sendo adequado para a avaliação do nível ósseo (33).

Mahmoud et al. investigaram o uso do ultrassom de alta frequência (30-60MHz) para obtenção de imagens tridimensionais (3D) de defeitos ósseos presentes na mandíbula. Os sinais adquiridos foram processados e convertidos em imagens modo-B, as quais foram aperfeiçoadas, permitindo a reconstrução das imagens tridimensionais. O sistema foi capaz de reconstruir imagens 3D de forma rápida e eficaz. Os autores concluíram que o sistema é acurado para detectar defeitos ósseos, sendo superior a radiografias convencionais e demonstrando um grande potencial para o diagnóstico de defeitos periodontais (32).

Recentemente, um aparelho de ultrassom de alta-frequência (>50MHz) foi desenvolvido pelo Instituto Helmholtz, Universidade de Aachen, Alemanha, para escaneamento de preparos dentários. O IDentUS (em inglês, Intraoral Dental Ultrasound Scanner) é utilizado posicionando um suporte específico na região de interesse, sobre o qual o aparelho é posicionado. O paciente morde o aparelho e o escaneamento é realizado, permitindo a reconstrução da imagem tridimensional do dente preparado. A principal vantagem deste em relação aos scanners ópticos é a possibilidade de escanear preparos subgengivais, visto que o ultrassom é capaz de penetrar no tecido gengival (98).

Uma tecnologia semelhante mostrou-se promissora para a avaliação do volume ósseo vestibular a implantes dentais, visto que uma frequência de 40-70MHz pode ser utilizada para penetrar o tecido gengival e atingir o tecido ósseo com uma alta resolução lateral e axial. O uso do ultrassom de alta-frequência para a medição da espessura óssea vestibular a implantes dentais foi previamente idealizado por Habor et al., associado a uma técnica na qual a estrutura do implante e a coroa dental eram digitalizadas por um scanner óptico, denominada de “Técnica da informação prévia”. Com este intuito, um implante dental foi instalado em osso porcino e coberto por gengiva porcina. Em seguida, uma coroa de resina acrílica e um cicatrizador foram inseridos no implante para a técnica de informação prévia. O conjunto foi escaneado com um ultrassom de alta-frequência (75MHz) e uma imagem tridimensional foi adquirida. A imagem do ultrassom foi correspondida à imagem obtida pelo scanner óptico. Desta forma, foi possível determinar a distância entre a superfície óssea

(determinada pelo ultrassom) e a superfície do implante (determinada pelo scanner óptico). Quando comparado às medições de referência obtidas por microscopia óptica, o erro de medição foi de $70\pm 93\mu\text{m}$ para a coroa e $-46\pm 89\mu\text{m}$ quando o escaneamento foi realizado com o cicatrizador (41).

Degen et al. avaliaram a acurácia do ultrassom de alta-frequência (65MHz) associado a imagens bidimensionais modo-B obtida por um ultrassom de menor frequência (5MHz) para a medição da espessura óssea vestibular a implantes dentais. Cinco implantes dentais foram instalados em osso porcino, e escaneados com ultrassom de alta-frequência e tomografia computadorizada de feixe cônico. Para o escaneamento com ultrassom, utilizou-se a técnica da informação prévia descrita anteriormente. Os dados foram comparados ao valor de referência obtidos por meio de um microscópio óptico. O erro de medição absoluto foi de 0.23mm para o ultrassom, enquanto para a tomografia a discrepância foi de 0.19mm. Embora a tomografia computadorizada de feixe cônico tenha apresentado um menor erro de medição quando comparado ao ultrassom, este demonstrou potencial para avaliar o volume ósseo (42).

Deve-se ressaltar, entretanto, que os resultados obtidos para ambos estudos (41,42) não podem ser extrapolados a uma situação clínica, visto que o sistema de ultrassom utilizado requer um tempo prolongado para escaneamento e processamento das imagens. Ainda, as amostras ósseas avaliadas nos respectivos estudos apresentavam uma superfície óssea planificada, a fim de permitir uma incidência perpendicular das ondas refletidas e, conseqüentemente, aprimorar a aquisição das imagens. Porém, esta situação não condiz com o cenário clínico, onde a estrutura óssea possui características irregulares, além de poder apresentar diferentes padrões de reabsorção óssea. Desta maneira, a viabilidade do uso do ultrassom de alta frequência na prática odontológica ainda é controversa.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo foi verificar a viabilidade do ultrassom de alta frequência para a avaliação da tábua óssea vestibular a implantes dentais.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a exatidão do ultrassom de alta frequência na mensuração das dimensões lineares da tábua óssea vestibular de implantes dentais;
- Verificar a capacidade do ultrassom de alta frequência na mensuração de defeitos ósseos periimplantares presentes na tábua óssea vestibular;
- Comparar os resultados apresentados pelo ultrassom de alta frequência àqueles determinados pelo método de imagem tridimensional padrão, a tomografia computadorizada de feixe cônico.

Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia do presente estudo está dividido em duas etapas. A primeira etapa descreve o desenvolvimento experimental realizado para a análise das dimensões lineares da tábua óssea vestibular em implantes instalados em crânios secos. A segunda etapa, por sua vez, transcorre sobre a avaliação dos defeitos periimplantares em implantes dentais instalados em costelas de porco. Ambos experimentos foram realizados em parceria entre a Universidade de São Paulo (São Paulo, Brasil) e a Universidade RWTH Aachen (Aachen, Alemanha).

4.1 DIMENSÕES LINEARES DA TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR

4.1.1 Delineamento experimental

Para o presente estudo utilizaram-se três crânios secos total ou parcialmente edêntulos, cedidos pelo Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo. O estudo foi aprovado pelos Comitês de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Universidade de São Paulo, Brasil (Protocolo 1.121.872, Anexo A), e da Universidade RWTH Aachen, Alemanha (Protocolo EK 01716, Anexo B). Os experimentos referentes ao escaneamento com ultrassom foram realizados no Instituto de Bioengenharia Helmholtz, RWTH Aachen, onde o sistema vem sendo desenvolvido.

Implantes dentais (n=10) com conexão interna do tipo cone morse medindo 3.75 x 9mm (Master AR – Morse Porous, Conexão, São Paulo, Brasil) foram instalados na

maxila dos crânios secos. A distribuição dos implantes no rebordo foi determinada pela disponibilidade óssea, sendo que em dois crânios foram instalados 2 implantes em cada, enquanto no terceiro crânio foram instalados 6 implantes. Não houve padronização quanto ao nível do implante na crista do rebordo, de forma que os implantes poderiam ou não apresentar defeitos de fenestração. Os implantes foram enumerados de acordo com o crânio e região em que se localizam (Figura 4.1).

Figura 4.1 - Implantes dentais instalados na maxila de crânios secos

A mensuração da espessura óssea vestibular e nível ósseo de cada região foi realizada em imagens obtidas pelos seguintes métodos:

- Microscopia óptica (grupo controle);
- Tomografia computadorizada de feixe cônico;
- Ultrassom de alta frequência (28 MHz).

4.1.2 Delineamento estatístico

Os fatores em estudo foram os “métodos de medição”, composto por 3 níveis: Microscopia óptica (grupo controle), tomografia computadorizada de feixe cônico e ultrassom de alta frequência. As variáveis avaliadas no presente estudo foram “Espessura óssea” e “Nível ósseo”. Para cada variável, obtiveram-se a medida da região (mm) determinada por cada equipamento, assim como a variabilidade intra-grupo.

4.1.3 Obtenção das imagens

4.1.3.1 Microscopia óptica

A medição dos valores de referênica foi realizada em blocos de gesso obtidos a partir da moldagem dos implantes, conforme descrito no estudo de Shiratori et al. (25). O gesso, neste caso, representa a superfície óssea envolta ao implante dental. Este procedimento foi realizado a fim de evitar danos aos crânios secos, visto que as estruturas anatômicas se encontravam fragilizadas e qualquer procedimento invasivo poderia inviabilizar a análise da estrutura óssea. Todos os procedimentos laboratoriais foram realizados no laboratório protético (Laboratório Júlio, São Paulo, Brasil) com o auxílio de profissionais experientes na área.

Para a obtenção dos modelos de gesso, utilizou-se a técnica da moldeira aberta (99). Com este propósito, confeccionaram-se moldeiras individuais de resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, Brasil) contendo uma perfuração na região dos implantes. A confecção das moldeiras individuais foi realizada diretamente sobre a maxila dos crânios, de forma que a região a ser moldada foi encoberta por um molde de silicone de condensação denso (Precise SX, Dentsply, York, EUA), a fim de criar um alívio na moldeira individual. Após, a resina acrílica foi espatulada de acordo com as

recomendações do fabricante e aplicada sobre o molde de silicone. O conjunto foi removido após a polimerização da resina acrílica e as perfurações foram realizadas com o auxílio de uma broca maxicut de tungstênio (American Burrs, Porto Alegre, Brasil).

Para o procedimento de moldagem, aplicou-se cera 7 (Rosa 7, Dentbras, Pirassununga, Brasil) sobre as regiões retentivas do crânio e transferentes de moldeira aberta (Conexão, São Paulo, Brasil) foram fixados aos implantes. A moldagem foi realizada com silicone de adição pesado e leve (Futura AD, DFL, Minnesota, EUA) distribuído uniformemente sobre o interior da moldeira individual (Figura 4.2). Após a cura do material, implantes semelhantes àqueles instalados nos crânios foram encaixados nos transferentes. O vazamento do molde foi realizado utilizando gesso pedra especial tipo IV (Durone, Dentsply, York, EUA), o qual foi espatulado cuidadosamente por meio de uma espatuladora à vácuo. Após a presa do gesso, cada região contendo implante foi seccionada com o auxílio de uma serra (Stardent, São Bernardo do Campo, Brasil), formando blocos de gesso individuais. Os blocos foram nomeados de acordo com a região do crânio a que representam.

Figura 4.2 - Moldagem realizada nos crânios com a técnica da moldeira aberta

Para determinar o plano de orientação durante a medição, o bloco de gesso contendo o implante foi incluído em uma base de gesso tipo II. Este teve como função garantir o posicionamento do suporte de gesso paralelo ao solo e perpendicular ao longo eixo do implante. A base de gesso foi confeccionada utilizando um suporte cilíndrico de cloreto de polivinila (PVC) contendo uma perfuração na face superior, a qual possibilitou a inclusão do gesso no interior do suporte. Este foi fixado a uma base metálica retangular (15.5x10.5x5cm) com o auxílio de elásticos. Para que fosse possível incluir o bloco de gesso contendo o implante de maneira que o longo eixo do implante se encontrasse perpendicular ao solo, a base metálica contendo a estrutura de PVC foi posicionada sobre a mesa de um delineador. O bloco de gesso, por sua vez, foi fixado à haste vertical do delineador com o auxílio de um parafuso (Figura 4.3a).

A parte interna da estrutura de poliestireno foi preenchida com gesso comum (Asfer, São Caetano do Sul Brasil) espatulado em uma proporção de 100 g de gesso para 40 ml de água. Durante a espatulação do gesso adicionou-se 2 g de corante verde (Xadrez, Sherwin Willians, Tamboré da Serra, Brasil) a fim de facilitar a visualização da interface do bloco de gesso, o qual foi incluído na estrutura durante a presa do material. O modelo obtido (Figura 4.3b) foi desgastado paralelamente ao longo eixo do implante a partir de um torno mecânico (IDE20-ROMI), até atingir o maior diâmetro vestibulo-lingual do implante (Figura 4.3c).

Figura 4.3 - (A) Inclusão do bloco de gesso no suporte de PVC por meio do delineador. (B) Bloco de gesso incluído na base. (C) Desgaste determinando o maior diâmetro vestibulo-lingual do implante

4.1.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico

As imagens tomográficas foram obtidas pelo tomógrafo CS9300 (Care Stream 9300, Carestream Health, Rochester, USA). Para o escaneamento, cada crânio foi posicionado em uma caixa de papelão e fixado por meio de guias de silicone de condensação e fita adesiva. Os parâmetros de exposição utilizados se encontram na Tabela 4.1. Imagens seccionais contendo o maior diâmetro vestibulo-lingual do implante foram selecionadas para a medição a partir do software Osirix Lite (Osirix MD, Bern, Suíça), conforme exibido na figura 4.4.

Tabela 4.1 - Parâmetros de exposição utilizados para o TCFC.

Parâmetros de exposição	
Tensão do tubo	70kVp
Corrente do tubo	6.3mA
Tempo de exposição	8.03s
Voxel	0.18mm
Campo de visão	8:8

Figura 4.4 -Imagem gerada pela TCFC

4.1.3.3 Ultrassom de alta frequência

Para as medições com ultrassom, utilizou-se a “técnica da informação prévia” descrita em Habor et al. (41). Este procedimento foi necessário visto que o transdutor de ultrassom utilizado neste estudo não era capaz de detectar sinais da superfície interna da estrutura óssea, devido à atenuação inerente a transdutores de alta frequência (40). Desta forma, confeccionou-se uma coroa provisória de resina acrílica, a qual foi parafusada aos implantes durante o escaneamento para servir como ponto de referência. Posteriormente, a mesma coroa foi fixada a um implante dental similar àqueles instalados nos crânios. O conjunto foi escaneado utilizando um scanner laboratorial (D1000, 3shape Copenhagen, Dinamarca), a fim de obter uma imagem tridimensional da estrutura, denominada como informação prévia. Possuindo uma estrutura em comum (neste caso, a coroa), foi possível combinar esta imagem àquela obtida pelo ultrassom para a determinação do posicionamento do implante abaixo da cortical óssea.

O sistema de ultrassom utilizado é basicamente composto de 3 componentes: um transdutor piezoelétrico, um sistema gerador e receptor de pulsos elétricos e um sistema de aquisição de dados, além do software de controle de ensaio e análise de dados desenvolvido em Matlab (Mathworks, Natick, USA). Neste estudo, utilizou-se um transdutor esfericamente focalizado com uma abertura de 6mm e distância focal de 13.2mm, com uma frequência central de 28MHz e largura de banda de 103%.

Cada implante foi escaneado de maneira individual. Desta forma, o crânio foi imerso em uma bacia contendo água destilada, a qual agiu como meio de acoplamento acústico, a fim de evitar a atenuação das ondas ultrasônicas. Neste sentido, o implante foi posicionado com seu longo eixo paralelo ao transdutor, conforme demonstrado na figura abaixo (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Posicionamento do crânio com o longo eixo do implante paralelo ao transdutor

Durante o escaneamento, o transdutor era movimentado por um sistema mecânico de posicionamento com 2 graus de liberdade nas direções x e y (Figura 4.6), gerando imagens bidimensionais em modo-B (Figura 4.7).

Figura 4.6 - Esquema representativo do escaneamento realizado no plano tridimensional

Figura 4.7 - Imagem em modo-B representando o espécime contendo a coroa, implante e estrutura óssea

Devido à limitada zona focal apresentada pelo mesmo, foi necessário que, para cada implante, pelo menos 3 escaneamentos fossem realizados em diferentes posições através do eixo z. O posicionamento do transdutor foi alterado de maneira equidistante com 1mm de distância entre os mesmos. Esta distância foi controlada por uma régua milimetrada de precisão, a qual estava acoplada à bancada de ensaios. Assim, essa abordagem permitiu a aquisição de imagens de ultrassom modo-B considerando diferentes regiões da estrutura (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Esquema representativo dos escaneamentos realizados em diferentes posições do eixo z (alturas): (A) 4mm; (B) 5mm; (C) 6mm; (D) 7mm. A face superior demonstra a porção do conjunto que aparece na imagem modo-B do ultrassom

Após aquisição e processamento de dados pelo software MatLab, a reconstrução tridimensional foi obtida baseada em um processo de segmentação manual por meio do software Matrix Slider 3D, desenvolvido em Matlab no Departamento de Engenharia Biomédica do Instituto Helmholtz (RWTH Aachen Universität, Aachen, Alemanha). Assim, os pontos da superfície da estrutura nas imagens modo-B eram selecionados e sua posição no espaço tridimensional era determinado pelo software. Para cada imagem, obtiveram-se em média 30 pontos. Considerando que para cada espécime eram geradas 160 imagens, cada imagem tridimensional foi reconstruída com aproximadamente 4.800 pontos. As imagens obtidas pelo scanner laboratorial e pelo ultrassom foram combinadas por meio do software GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Alemanha), conforme demonstrado na figura 4.9.

Figura 4.9 - (A) Imagem adquirida pela técnica da informação prévia. (B) Imagem tridimensional gerada pelo ultrassom. (C) Combinação das imagens obtidas pelo CAD-CAM e pelo ultrassom

Assim, foi possível obter uma imagem tridimensional com posicionamento determinado pelo longo eixo do implante. Em seguida, o maior diâmetro vestibulo-lingual do implante foi determinado utilizando o mesmo software (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Determinação do maior diâmetro vestibulo-lingual do implante

4.1.4 Medições

A espessura óssea foi definida como a distância horizontal entre o implante e a superfície óssea em um ponto delimitado 5mm acima do ápice do implante. O nível ósseo foi determinando como a distância vertical entre o ombro do implante ao primeiro contato osso-implante (Figura 4.11). Três medições foram feitas para cada espécime, sendo estas realizadas pelo mesmo examinador e com um intervalo de 1 semana entre cada medição.

Figura 4.11 - Medições realizadas para a determinação da (A) espessura e (B) nível ósseo da tábua óssea vestibular ao implante dental

4.1.4.1 Microscopia óptica

As medições foram realizadas em um microscópio óptico (Mitutoyo, Kanagawa, Japão), conforme demonstrado na figura 4.12a. O equipamento possui uma tela com linhas de referência e uma mesa móvel, a qual permite o correto posicionamento do espécime na tela. Uma projeção do espécime é disposta na tela e as medições são realizadas posicionando as linhas de referência nos pontos desejados. A distância percorrida de um ponto ao outro é calculado pelo equipamento com precisão de milímetros.

4.1.4.2 Tomografia computadorizada de feixe-cônico

Para as imagens tomográficas, utilizou-se o software de análise de imagens médicas Osirix Lite (Osirix MD, Berna, Suíça). Após selecionar as imagens do maior diâmetro vestibulo-lingual do implante, as mesmas foram salvas no formato .jpeg, a fim de que as medições fossem realizadas sempre na mesma imagem. A medição entre os pontos foi determinada pela ferramenta “Altura” disponível pelo software, a qual fornece a distância entre os pontos com precisão de milímetros (Figura 4.12b).

4.1.4.3 Ultrassom de alta frequência

As imagens do ultrassom selecionadas para a medição foram obtidas posicionando o implante de acordo com a orientação do seu longo eixo, o qual corresponde ao centro do implante. Para que a visualização do maior diâmetro vestibulo-lingual fosse possível, a imagem foi seccionada na região central. As medições foram realizadas utilizando o software GOM Inspect (GOM, Braunschweig, Alemanha). A medição da espessura óssea foi realizada com a ferramenta “Comparação-CAD” disponível pelo software, a qual calcula a discrepância em milímetros entre duas imagens sobrepostas. Neste caso, o cálculo era realizado entre o implante, disponível na imagem CAD, e a superfície óssea, disponível na imagem do ultrassom. Para a medição do nível ósseo, foram criados pontos de superfície nos locais de interesse, e a distância entre os mesmos foi calculada (Figura 4.12c).

Figura 4.12 - Medições realizadas para os grupos (A) grupo controle, (B) TCFC e (C) UAF

4.1.5 Análise estatística

Primeiramente, os dados de cada espécime referentes às três medições foram agrupados e um valor médio foi calculado, o qual foi utilizado para análise estatística. A variabilidade intra-pessoal entre as medidas foi calculada a partir do desvio-padrão encontrado entre as três medições. Após uma análise inicial exploratória, utilizou-se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a aderência dos dados à curva de normalidade, enquanto o teste de Levene foi utilizado para verificar a homogeneidade de variância apresentada pelos mesmos.

Para a análise dos dados aplicou-se um modelo de regressão linear misto, no qual o fator “Implante” foi definido como efeito aleatório. Esta etapa foi necessária considerando a variabilidade da estrutura óssea circundante a cada implante em relação à espessura óssea e altura do implante em relação à crista alveolar. O erro de medição, considerado a diferença entre o grupo teste e o grupo controle, o foi avaliado a partir de gráficos de Bland-Altman. A análise estatística apresentada foi realizada com o software SPSS 20.0 (IBM Analytics, Nova York, EUA) com um nível de significância estatística de $p < 0.05$.

4.2 DEFEITOS PERIIMPLANTARES

4.2.1 Delineamento experimental

Para a segunda etapa do estudo, dez implantes dentais do tipo cone morse medindo 3.5x8.5mm (SIN SW Morse, SIN, São Paulo, Brasil) foram instalados em amostras de osso porcino. Defeitos periimplantares foram criados ao redor dos implantes e a mensurados pelos seguintes métodos:

- Microtomografia computadorizada (grupo controle);
- Tomografia computadorizada de feixe cônico;
- Ultrassom de alta frequência (50MHz).

4.2.2 Delineamento estatístico

Os fatores em estudo foram:

- “Métodos de medição”, composto por 3 níveis: grupo controle, tomografia computadorizada de feixe cônico e ultrassom de alta frequência.
- “Local da medição”, composto por 3 níveis: defeito intra-ósseo, componente supra-alveolar e espessura do defeito.

As variáveis avaliadas no presente estudo foram as medidas lineares dos defeitos periimplantares e o erro de medição apresentado por cada método.

4.2.3 Aquisição dos espécimes

Para a segunda etapa, optou-se realizar a avaliação em costelas de porco adquiridas comercialmente, a fim de evitar danos às peças anatômicas utilizadas anteriormente. Ainda, a escolha por osso porcino é justificada pela semelhança da mesma com o osso maxilar humano, além da facilidade de aquisição e baixo custo (41).

Primeiramente, realizou-se a dissecação das peças com o auxílio de bisturi e descolador de Molt, a fim de eliminar totalmente o tecido mole sobre as mesmas. Após, cada costela de porco foi seccionada em 3 porções de aproximadamente 2.5cm de largura com o auxílio de um disco serrilhado. Os espécimes onde a estrutura óssea se encontrava curva foram descartadas. Nos demais, a perfuração da cavidade dos implantes foi realizada conforme as instruções do fabricante. Previamente à instalação dos mesmos, defeitos circulares foram criados ao redor da perfuração com o auxílio de uma ponta diamantada cilíndrica 1014 (KG Sorensen, Cotia, Brasil), de forma a criar defeitos com dimensões de no mínimo 1mm de espessura e altura (Figura 4.13).

Figura 4.13 - Defeito circular criado ao redor do implante

Previamente ao escaneamento com ultrassom, uma coroa provisória foi instalada no implante. Além disso, uma porção de gengiva, dissecada de uma mandíbula de porco, foi fixada sobre a amostra de osso (Figura 4.14). A porção gengival foi padronizada para possuir uma espessura de 1mm para todos os corpos de prova avaliados. Este valor foi escolhido baseado em experimentos prévios, onde o escaneamento do ultrassom se mostrou mais adequado para o escaneamento subgengival quando esta possuía 1mm de espessura, quando comparado a espessuras de 2mm e 3mm.

Figura 4.14 - Aquisição dos espécimes. (A) O implante dental foi instalado na amostra de osso contendo defeito periimplantar. (B) Uma coroa provisória foi instalada sobre o implante. (C) Uma porção de tecido gengival foi fixada sobre a amostra

4.2.3.1 Microtomografia computadorizada

O grupo controle foi adquirido por meio do escaneamento dos espécimes com microtomografia computadorizada (Figura 4.15). A técnica oferece uma resolução em ordem de micrômetros (μm), gerando imagens com boa resolução e contraste, sendo indicada inclusive para avaliação da estrutura óssea ao redor de implantes (100). O escaneamento foi realizado com o microtomógrafo CT-Imaging TomoScape 30s Duo (VAMP, Erlangen, Alemanha), operando em 2 exposições de 65kVp, filtro de Alumínio de 0.5mm de espessura e tamanho de voxel de $40\mu\text{m}$. Um estudo piloto foi realizado para assegurar a viabilidade da técnica e eliminar a interferência de artefatos

metálicos na imagem. A avaliação foi realizada a partir do software Imalytics (Phillips Research, Aachen, Alemanha).

Figura 4.15 - Grupo controle.

4.2.3.2 Tomografia computadorizada de feixe cônico

As imagens tomográficas foram adquiridas posicionando cada espécime sobre o equipamento e fixando-o com silicone de condensação. Para o escaneamento, utilizou-se o tomógrafo Galileos (Sirona, Bensheim, Alemanha) com uma exposição de 85kVp e 7mA, 14s, FOV 15 e tamanho de voxel 0.3mm (Figura 4.16). Neste caso, não foram aplicadas técnicas de processamento de imagem para eliminar a presença de artefatos metálicos.

Figura 4.16 - Escaneamento dos espécimes com TCFC

4.2.3.2 Ultrassom de alta frequência

Para a medição de ultrassom, utilizou-se a técnica da informação prévia descrita anteriormente (vide item 4.1.3.3). As amostras foram imersas em uma bacia contendo água destilada e fixadas com Palapress (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha), de forma que o longo eixo do implante ficasse posicionado paralelamente ao transdutor. A fim de evitar a presença de bolhas de ar entre o osso e tecido gengival, a porção de gengiva foi posicionada sobre a amostra óssea no momento em que esta se encontrava submersa, e fixada na mesma com o auxílio de agulhas extra-finas (Figura 4.17).

Figura 4.17 - Escaneamento dos espécimes com UAF

O escaneamento foi realizado utilizando um transdutor esfericamente focalizado com abertura de 4mm e foco de 8mm, com uma frequência nominal de 42MHz e largura de banda 95%. Conforme descrito anteriormente (vide item 4.1.3.3), foram realizados três escaneamentos em diferentes posições do eixo z para aumentar a profundidade do escaneamento. A distância entre os escaneamento foi de 1mm, e controlada por uma régua milimetrada de precisão. A reconstrução das imagens tridimensionais procedeu-se com o processamento das imagens pelo software MatLab e rsegmentação manual por meio do software Matrix Slider 2D, sendo que em média 4800 pontos foram determinados para cada espécime. O maior diâmetro vestibulo-lingual do implante foi determinado pelo software GOM Inspect (Figura 4.18).

Figura 4.18 - (A) Imagem tridimensional gerada pelo ultrassom de alta frequência para detecção dos defeitos periimplantes. (A) Componente supra-alveolar, (B) componente intraósseo

4.2.4 Medições

A medição das dimensões dos defeitos periimplantares foi dividida em: componente supra-alveolar, componente intraósseo e espessura do defeito. O componente supra-alveolar corresponde à distância vertical entre a primeiro contato osso-implante ao ombro do implante, enquanto o componente intraósseo foi considerado como a distância vertical entre o primeiro contato osso-implante até a base do defeito. A espessura, por sua vez, é a distância horizontal da superfície do implante até a superfície interna da superfície óssea medida na região da crista óssea alveolar (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Esquema representativo da medição das dimensões dos defeitos periimplantares. (A) componente supra-alveolar. (B) Defeito intraósseo. (C) espessura do defeito periimplantar

As medições foram realizadas 3 vezes pelo mesmo examinador, com um intervalo de uma semana entre as mesmas. Não foram realizados procedimentos de cegagem ou randomização para as mensurações. Para o grupo controle, as medições foram realizadas com o software Imalytics Preclinical, desenvolvido no Instituto Helmholtz da Universidade RWTH Aachen, Alemanha. As imagens tomográficas foram mensuradas com a ferramenta “Altura” do software Osirix Lite, enquanto as imagens obtidas pelo ultrassom foram analisadas com o software GOM Inspect (Figura 4.20).

Figura 4.20 - Medições realizadas para os grupos (A) grupo controle, (B) TCFC e (C) UAF

4.2.5 Análise estatística

A estatística foi descrita como média $\pm$ desvio padrão e a aderência à curva normal foi avaliada por meio do teste Shapiro-Wilk. Em um primeiro momento, determinou-se o erro sistemático entre as três medidas repetidas realizadas para cada grupo por meio da análise de variância (ANOVA de medidas repetidas), enquanto o erro aleatório entre as mesmas foi analisado pelo coeficiente de correlação intra classe. Posteriormente, obteve-se, para cada grupo, as médias das medidas repetidas e, a partir destas, o erro de medição foi determinado como a diferença entre os valores obtidos pelo grupo teste (TCFC e UAF) e pelo grupo controle. O erro de medição foi avaliado para os grupos teste de acordo com a localização da mensuração (componente supra-alveolar, componente intra-ósseo e espessura) por meio da análise de variância (ANOVA de medidas repetidas). Ainda, os resultados foram apresentados por meio de gráficos de Bland-Altman. Todas as análises foram realizadas com o software SPSS 20.0 (IBM Analytics, Nova York, EUA) considerando um nível de significância de $p \leq 0.05$.

Resultados

5 RESULTADOS

5.1 DIMENSÕES LINEARES DA TÁBUA ÓSSEA VESTIBULAR DE IMPLANTES DENTAIS

5.1.1 Espessura óssea

O gráfico abaixo demonstra a relação encontrada para a mensuração da espessura óssea determinada com os diferentes aparelhos. Observou-se uma heterogeneidade entre os espécimes, demonstrando uma possível influência do fator de variação “implante” nos resultados (Figura 5.1).

Figura 5.1- Medidas da espessura óssea (mm) para cada espécime (n=10)

Conforme apresentado pelos testes de Kolmogorov-Smirnov e Levene, os dados apresentaram aderência à curva normal e homogeneidade de variância, respectivamente ($p > 0.05$). A média $\pm$ desvio padrão encontrados para a espessura

óssea foi de $1.54 \pm 0.54\text{mm}$ para o grupo controle, $1.51 \pm 1.44\text{mm}$ para a TCFC e $1.36 \pm 1.19\text{mm}$ para o UAF (Figura 5.2).

Figura 5.2 - Valores de média $\pm$ desvio-padrão (mm) para a espessura óssea mensurada por meio do grupo controle (CG), tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) e ultrassom de alta frequência(UAF)

A TCFC apresentou uma discrepância de 0.02mm em relação ao grupo controle, enquanto o UAF apresentou um desvio de 0.17mm. O efeito não foi considerado estatisticamente significativo para ambos grupos (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 - Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variável “espessura óssea”

Coeficiente	Estimado	Erro-padrão	GL	t	p
Intercepto	1.54	0.35	26.83	4.32	<0.001
TCFC	0.02	0.48	18	0.05	0.95
UAF	0.17	0.48	18	0.35	0.72

GL= graus de liberdade.

De acordo com os gráficos de Bland-Altman, pode-se afirmar que os grupos TCFC e UAF apresentam erros de medição próximos, embora este tenha sido ligeiramente maior para o UAF (Figura 5.3).

Figura 5.3 - Gráficos de Bland-Altman para a variável “espessura óssea”

A seguir, está apresentada a variabilidade intra-pessoal entre as medidas repetidas para cada equipamento. Os dados apresentaram aderência à curva normal e homogeneidade de variância ($p > 0.05$). A variabilidade foi de 0.07 ± 0.10 mm para o grupo controle, 0.19 ± 0.16 mm para a TCFC e 0.18 ± 0.32 mm para o UAF. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variação intra-pessoal da “espessura óssea”

Coeficiente	Estimado	Erro-padrão	GL	t	p
Intercepto	0.07	0.06	26.21	1.04	0.30
TCFC	0.11	0.09	18	1.27	0.21
UAF	0.10	0.09	18	1.17	0.25

GL= graus de liberdade.

5.1.2 Nível ósseo

A figura 5.4 apresenta a dispersão dos pontos da variável “nível ósseo” para os espécimes. Novamente, a heterogeneidade dos dados pode indicar que o fator de variação “implante” tenha um efeito importante no resultado.

Figura 5.4 - Medidas da altura óssea para cada espécime (n=10)

Os dados apresentaram aderência à curva normal e homogeneidade de variância ($p > 0.05$). A média da altura óssea foi 1.69 ± 1.03 mm para o grupo controle, 1.81 ± 1.10 mm para a TCFC e 1.14 ± 0.94 mm para o UAF (Figura 5.5).

Figura 5.5 - Valores de média $\pm$ desvio-padrão para a altura óssea mensurada por meio do grupo controle (CG), tomografia computadorizada cone-beam (TCCB) e ultrassom de alta frequência (UAF)

A discrepância entre as medidas e o grupo controle foi maior para o UAF (0.55mm) quando comparado ao TCFC (0.12mm). Entretanto, nenhum dos grupos apresentou diferença estatisticamente significativa (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 - Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variável “altura óssea”

Coeficiente	Estimado	Erro-padrão	GL	t	p
Intercepto	1.69	0.32	23.85	5.18	0.00
TCFC	0.12	0.39	18	0.31	0.75
UAF	0.55	0.39	18	-1.38	0.18

GL= graus de liberdade.

Novamente, os gráficos indicam um erro de medição semelhante entre os grupos TCFC e UAF, embora este tenha sido mais expressivo para o UAF (Figura 5.6).

Figura 5.6 - Gráficos de Bland-Altman para a variável “altura óssea”

Em relação à variabilidade intra-pessoal, o grupo controle apresentou uma variabilidade de $0.04 \pm 0.03\text{mm}$, enquanto a mesma foi de $0.16 \pm 0.12\text{mm}$ para a TCCB e $0.06 \pm 0.04\text{mm}$ para o US. Neste caso, a variabilidade foi estatisticamente maior para a TCFC (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 - Coeficientes estimados do modelo de regressão linear misto para a variação intra pessoal da “altura óssea”

Coeficiente	Estimado	Erro-padrão	GL	t	p
Intercepto	0.045	0.26	23.19	1.74	0.09
TCFC	0.12	0.03	16	3.48	0.03
UAF	0.01	0.03	16	0.41	0.68

GL= graus de liberdade.

5.2 DEFEITOS PERIIMPLANTARES

De acordo com o teste de Shapiro-Wilk, os dados apresentaram aderência à curva normal ($p>0.05$), sendo, desta forma, descritos como média $\pm$ desvio padrão. Em geral, a análise dos erros sistemático e aleatório não detectou diferença estatisticamente significativa entre as medidas repetidas, indicando uma correlação entre as mesmas (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 - Análise estatística dos erros sistemático e aleatório apresentados pelo grupo controle, TCFC e UAF

MÉTODO/ VARIÁVEIS	1ª Mensuração (M $\pm$ DP)	2ª Mensuração (M $\pm$ DP)	3ª Mensuração (M $\pm$ DP)	$p^{(1)}$	CCI
Grupo controle					
Defeito intraósseo	2.26 $\pm$ 0.77	2.24 $\pm$ 0.75	2.26 $\pm$ 0.75	0.75	0.99
Componente supraalveolar	2.11 $\pm$ 0.55	2.11 $\pm$ 0.56	2.13 $\pm$ 0.56	0.48	0.99
Espessura	0.70 $\pm$ 0.29	0.70 $\pm$ 0.30	0.73 $\pm$ 0.30	0.34	0.99
TCFC					
Defeito intraósseo	2.88 $\pm$ 1.36	2.90 $\pm$ 1.34	2.92 $\pm$ 1.32	0.89	0.97
Componente supraalveolar	2.37 $\pm$ 0.50	2.07 $\pm$ 0.48	2.13 $\pm$ 0.39	0.03	0.77
Espessura	0.65 $\pm$ 0.36	0.67 $\pm$ 0.38	0.72 $\pm$ 0.21	0.84	0.89
UAF					
Defeito intraósseo	0.91 $\pm$ 0,65	0.94 $\pm$ 0,63	0.93 $\pm$ 0.59	0.89	0.96
Componente supraalveolar	1.05 $\pm$ 0,60	1.07 $\pm$ 0,60	1.09 $\pm$ 0.58	0.58	0.98
Espessura	0.68 $\pm$ 0,20	0.64 $\pm$ 0,22	0.67 $\pm$ 0.28	0.99	0.98

Apenas a medição realizada pela TCFC para a variável “componente supra-alveolar” diferiu estatisticamente. Entretanto, como o coeficiente de correlação intra-classe apresentou um valor superior à 0.75, esta diferença não foi considerada relevante.

O erro de medição foi de 0.62 ± 0.55 mm para a TCFC e 0.54 ± 0.69 mm para o UAF. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os equipamentos. Dentre a localização da medição, o erro de medição foi de 1.02 ± 0.79 mm para o defeito intraósseo, 0.47 ± 0.45 mm para o componente supra-alveolar e 0.25 ± 0.18 mm para a espessura do defeito. A discrepância foi estatisticamente maior na região do defeito intraósseo em relação ao componente supra-alveolar e espessura do defeito ($p < 0.05$), conforme apresentado na tabela 5.6 e figuras 5.7 e 5.8.

Tabela 5.6 - Valores de média $\pm$ desvio-padrão para o erro de medição entre os grupos teste e o grupo controle

Equipamentos	Defeito intraósseo	Componente supra-alveolar	Espessura
TCFC	1.00 ± 0.67^{Aa}	0.59 ± 0.42^{Ab}	0.26 ± 0.19^{Ab}
UAF	1.03 ± 0.94^{Aa}	0.36 ± 0.48^{Ab}	0.23 ± 0.18^{Ab}

Letras maiúsculas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre colunas.
Letras minúsculas diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre linhas.

Figura 5.7 - Gráficos de Bland-Altman para a TCFC. (A) defeito intra-ósseo, (B) componente supra-alveolar e (C) espessura do defeito

Figura 5.8 - Gráficos de Bland-Altman para o UAF. (A) defeito intra-ósseo, (B) componente supra-alveolar e (C) espessura do defeito

Discussão

6 DISCUSSÃO

Ambos TCFC e UAF foram considerados viáveis para estimar as dimensões da estrutura óssea periimplantar, visto que não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas obtidas por estes e o grupo controle. Entretanto, deve-se ressaltar que a discrepância em relação ao grupo controle foi maior para o UAF em relação à TCFC, de forma que o UAF demonstrou uma tendência de subestimar as medidas ósseas. Em relação à medição do nível ósseo, o UAF resultou em uma discrepância de 0.55mm, aproximadamente cinco vezes maior que a discrepância apresentada pela TCFC. Não obstante a ausência de diferença estatística entre os grupos, sua significância clínica deve ser considerada.

Degen et al. demonstraram resultados semelhantes quando avaliando o uso do ultrassom para análise da espessura cortical óssea, de forma que houve uma discrepância de 0.25mm entre as medidas obtidas pelo ultrassom e os valores de referência (42). Os autores afirmaram que o ultrassom apresentou uma melhor exatidão na medição da tábua óssea vestibular ao implante dental, enquanto que para o osso cortical no espaço adjacente ao implante, resultados mais exatos foram obtidos com a TCFC. No presente estudo, a discrepância para as medidas de ultrassom foi de 0.17mm, enquanto para a TCFC este valor foi aproximadamente 10 vezes menor. Possivelmente, a diferença na resposta do TCFC entre os dois estudos decorre dos parâmetros de exposição utilizados para a aquisição de imagens. O tamanho do voxel utilizado no presente estudo (0.18mm) proporciona maior resolução e contraste de imagem em comparação ao voxel utilizado por Degen et al. (0.3mm), o que aprimora a visualização da interface entre dois meios (27).

Ainda, apesar dos resultados semelhantes obtidos pelo ultrassom, alguns aspectos relevantes devem ser ressaltados. Enquanto em Degen et al. a medição da espessura da tábua óssea vestibular foi realizada utilizando concomitantemente imagens de ultrassom obtidas com transdutores de baixa e alta frequência, o presente estudo fez uso do UAF associado à técnica da informação prévia para viabilizar o processo de

medição. Os resultados indicam que ambos métodos são eficazes para introduzir o ultrassom na prática diária.

Além disso, uma análise criteriosa deve ser realizada sobre os resultados encontrados por Degen et al., visto que os autores empregaram a planificação da tábua óssea vestibular com o intuito de permitir a incidência perpendicular das ondas refletidas pelo ultrassom. Em uma situação clínica, porém, a estrutura óssea possui características irregulares, além de apresentar-se com diferentes padrões de reabsorção óssea. Assim, a avaliação do ultrassom em crânios secos busca reproduzir mais fielmente a anatomia do paciente. Desta forma, o presente estudo permite afirmar que, dentro das limitações da metodologia empregada, as imagens baseadas em ultrassom não foram afetadas pelas características da superfície óssea.

Em relação à detecção de defeitos periimplantares, ambos equipamentos se comportaram de maneira similar, e apresentaram uma confiabilidade adequada nas medições. O erro de medição, por sua vez, atingiu valores de até 1mm e variou de acordo com a região do defeito avaliada, sendo maior na medição do componente intra-ósseo. Este fato provavelmente se deve à dificuldade na delimitação da porção apical do defeito, visto que este apresenta um formato estreito cônico. Golubovic et al. avaliaram a exatidão da TCFC para detectar defeitos periimplantares e encontraram resultados semelhantes, onde a TCFC apresentou uma menor exatidão para determinar componentes intraósseos e supra-alveolares que quando avaliando espessura do mesmo (83).

No entanto, Mengel et al. compararam a exatidão da radiografia periapical, panorâmica, tomografia computadorizada e TCFC na detecção de defeitos periimplantares com dimensões de 4-6mm e concluíram que a TCFC é o exame que melhor reproduz a extensão dos defeitos periimplantares (81). Em contrapartida, Fienitz et al. demonstraram que a TCFC não é eficaz para detectar defeitos periimplantares apresentando uma espessura menor que 0.5mm, podendo atingir erros de medição de aproximadamente 2mm (82). Logo, sugere-se a necessidade de exames mais eficazes na determinação de defeitos ósseos. Até o momento, a avaliação quantitativa do ultrassom para a determinação de defeitos periimplantares não é reportada na literatura.

A maior limitação da TCFC na avaliação de estruturas ósseas ao redor do implante está ligada à deterioração da imagem quando na presença de componentes metálicos. Artefatos decorrentes da atenuação de feixes de baixa frequência que

incidem sobre objetos metálicos, assim como fenômenos de dispersão ou completa absorção dos raios, podem ocorrer e resultar no aparecimento de feixes brilhantes ou escurecimento da imagem ao redor do implante dental. Este fenômeno irá prejudicar tanto a visibilidade da interface entre osso e implante como a detecção de defeitos periimplantares (101, 102).

O ultrassom, por sua vez, tem sua ação baseada na capacidade de penetração das ondas no interior do objeto avaliado. Ou seja, quanto maior a penetração das ondas ultrassônicas no interior da estrutura óssea, maior a área do defeito escaneada para formar a imagem (67). Embora a literatura apresente a detecção de defeitos periodontais medindo até 10.49mm de altura (32), os parâmetros do ultrassom utilizados no presente estudo limitaram a profundidade de penetração da onda, de forma que esta não alcançou a interface osso-defeito nos locais onde a cortical óssea se encontrava mais espessa.

De maneira geral, pode-se afirmar que a acurácia das medições é dependente da qualidade da imagem gerada. Estudos demonstram que a eficácia da TCFC irá variar de acordo com os parâmetros de exposição utilizados durante o escaneamento (22, 27, 77, 79, 80). Além disso, presume-se que a visibilidade da cortical óssea vestibular a implantes dentais será dificultada em estruturas delgadas, de forma que espessuras ósseas menores que 0.6mm podem não ser detectáveis na TCFC (78). A mesma suposição pode ser aplicada a defeitos periimplantares. Embora a TCFC seja considerada um método adequado para a detecção de defeitos periimplantares, inclusive destacando-se dentre as técnicas radiográficas disponíveis (28, 81, 83), a técnica não é adequada para casos onde a dimensão do defeito periimplantar é reduzida (82).

Por outro lado, a discrepância encontrada nas imagens baseadas em ultrassom está provavelmente relacionada à dificuldade do mesmo em escanear uma superfície óssea irregular, visto que o método pulso-eco apresenta uma baixa sensibilidade no que concerne ao ângulo de incidência da onda de ultrassom emitida pelo transdutor em relação à superfície do objeto que está sendo avaliado. Quando esta onda não incide perpendicularmente na superfície, fenômeno comum na presença de irregularidades, ocorre o fenômeno de dispersão sonora. Isso reduz a probabilidade das ondas refletidas em uma determinada região alcançarem o transdutor, impedindo que esta seja identificada na imagem gerada (103). Presume-se que este fator possa ter prejudicado a visibilidade da estrutura óssea ao redor do implante.

Além disso, outros fenômenos relacionados às propriedades acústicas das ondas de ultrassom podem gerar ruídos e artefatos na imagem gerada. A ocorrência de reflexões múltiplas, por exemplo, ocorre quando a onda refletida se depara com mais de uma superfície antes de atingir o transdutor. Neste caso, o tempo que a onda leva para alcançar o transdutor, método utilizado para calcular a posição do ponto escaneado, será maior e a superfície será posicionada erroneamente na imagem gerada (104).

Choi et al. demonstraram, em um estudo prévio, a possibilidade de visualizar em imagens modo-B de ultrassom a deiscência bucal na tábua óssea vestibular ao implante dental (34). Nos casos onde uma imagem bidimensional plana é gerada pelo ultrassom, ocorre a tendência de ocorrer inacurácias quanto à localização das estruturas (105). No presente estudo, as imagens em modo-B foram associadas para criar uma imagem tridimensional, possibilitando uma análise volumétrica das dimensões da área avaliada. Em relação ao processo de segmentação aplicado para a reconstrução de imagens tridimensionais, este pode levar a inacurácias devido à dificuldade em localizar a superfície da cortical óssea decorrente das características irregulares da estrutura avaliada. Neste caso, a reflexão na superfície óssea irá ocorrer com uma alta intensidade, criando uma linha de superfície que pode atingir uma espessura de até 4mm. Considerando que a região superficial é apenas uma porção delgada desta linha, pode dificultar ao processo de segmentação de maneira exata (105).

O uso de um transdutor de alta frequência permitiu uma melhor resolução e visualização de detalhes na imagem avaliada (32). Entretanto, visto que a capacidade de penetração diminui com o aumento da frequência, a respectiva bancada de ensaios permitiu apenas um escaneamento superficial da estrutura óssea (106). Assim, a técnica da informação prévia foi necessária para que fosse possível avaliar o posicionamento do implante inserido no osso, visto que este não foi escaneado pelo ultrassom (41). Clinicamente, a avaliação só seria possível caso a coroa já tivesse sido instalada. Além disso, uma biblioteca digital contendo os implantes dentais é requerida para que a informação prévia possa ser associada à imagem do ultrassom.

Da mesma forma, para que fosse possível obter todas as estruturas (osso, implante e coroa) em uma única imagem, foram necessários pelo menos 3 escaneamentos realizados em diferentes pontos do eixo y. Além disso, o processo de segmentação exige um maior tempo para a aquisição de imagens, podendo inviabilizar o uso da

técnica na prática clínica. Necessita-se do desenvolvimento de um algoritmo específico que permita a reconstrução das imagens tridimensionais de forma precisa e rápida para superar a limitação apresentada neste estudo.

Apesar das limitações apresentadas pela técnica, os resultados do presente estudo foram considerados promissores, destacando o potencial do ultrassom como método diagnóstico na Odontologia. Da mesma forma, Chan et al. avaliaram o uso de um ultrassom comercial (14MHz) para a medição da espessura óssea e nível ósseo circundando 144 dentes de cadáveres humanos e encontraram uma forte correlação entre as medições do ultrassom e o grupo controle. (107) Mahmoud et al, por sua vez, utilizaram um ultrassom de alta frequência (30-60 MHz) para detectar defeitos periodontais (32), enquanto outros estudos demonstraram a viabilidade do mesmo para a detecção de estruturas anatômicas (34, 106). Salmon et al. (33) desenvolveram um transdutor de alta frequência adequado para avaliação da cavidade oral, a partir do qual foi possível avaliar estruturas anatômicas, assim como mensurar o nível ósseo e espessura do tecido gengival circundante a implantes dentais. O aparelho ainda possui limitações a respeito de seu posicionamento na cavidade intraoral e detecção de determinadas estruturas anatômicas.

Assim, sugere-se futuros estudos objetivando aprimorar a resolução da imagem simultaneamente ao aumento na profundidade de escaneamento, possibilitando a detecção de estruturas anatômicas internas e ampliando as possibilidades de diagnóstico baseado em ultrassom. Ainda, torna-se necessário o desenvolvimento de um sistema adaptado à cavidade oral e que permita a reprodutibilidade do exame em diferentes situações clínicas. Ademais, a avaliação qualitativa e quantitativa do ultrassom deve ser realizada clinicamente, a fim de viabilizar seu uso na clínica odontológica.

Conclusões

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo, foi possível concluir que:

- O ultrassom de alta frequência se mostrou viável para mensurar a dimensão da tábua óssea vestibular;
- A discrepância das dimensões lineares foi maior nas imagens baseadas em ultrassom em relação à tomografia computadorizada de feixe cônico;
- O ultrassom demonstrou potencial para a detecção de defeitos periimplantares, apresentando uma exatidão comparável à tomografia computadorizada de feixe cônico.

REFERÊNCIAS¹

1. Bural C, Bilhan H, Cilingir A, Geckili O. Assessment of demographic and clinical data related to dental implants in a group of Turkish patients treated at a university clinic. *J Adv Prosthodont.* 2013 ago;5(3):351-8.
2. Tey VH, Phillips R, Tan K. Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2017 mai;28(5):620-5.
3. Wolfart S, Moll D, Hilgers RD, Wolfart M, Kern M. Implant placement under existing removable dental prostheses and its effect on oral health-related quality of life. *Clin Oral Implants Res.* 2013 dez;24(12):1354-9.
4. Raes S, Raes F, Cooper L, Giner Tarrida L, Vervaeke S, Cosyn J, et al. Oral health-related quality of life changes after placement of immediately loaded single implants in healed alveolar ridges or extraction sockets: a 5-year prospective follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 mai 22. doi:10.1111/clr.12858.
5. Merheb J, Van Assche N, Coucke W, Jacobs R, Naert I, Quirynen M. Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2010 jun;21(6):612-7.
6. Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Li YF, Chen KT, Huang HL. The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 abr;15(2):251-61.
7. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986 jan;1(1):11-25.
8. Botticelli D, Berglundh T, Lindhe J. Hard-tissue alterations following immediate implant placement in extraction sites. *J Clin Periodontol.* 2004 out;31(10):820-8.
9. Araujo MG, Sukekava F, Wennstrom JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2005 jun;32(6):645-52.

¹: De acordo com Estilo Vancouver.

10. Tortamano P, Camargo LO, Bello-Silva MS, Kanashiro LH. Immediate implant placement and restoration in the esthetic zone: a prospective study with 18 months of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 mar-abr;25(2):345-50.
11. Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 jul;22(7):691-8.
12. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012 out;23Suppl 6:2-21. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x.
13. Heitz-Mayfield LJ, Salvi GE, Mombelli A, Loup PJ, Heitz F, Kruger E, et al. Supportive peri-implant therapy following anti-infective surgical peri-implantitis treatment: 5-year survival and success. *Clin Oral Implants Res*. 2016Jun 23. doi: 10.1111/clr.12910.
14. Demircan S, Demircan E. Dental Cone Beam Computed Tomography Analyses of the Anterior Maxillary Bone Thickness for Immediate Implant Placement. *Implant Dent*. 2015 dez;24(6):664-8.
15. Huynh-Ba G, Pjetursson BE, Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Lindhe J, et al. Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement. *Clin Oral Implants Res*. 2010 jan;21(1):37-42.
16. Benic GI, Mokti M, Chen CJ, Weber HP, Hammerle CH, Gallucci GO. Dimensions of buccal bone and mucosa at immediately placed implants after 7 years: a clinical and cone beam computed tomography study. *Clin Oral Implants Res*. 2012 mai;23(5):560-6.
17. Cosyn J, Hooghe N, De Bruyn H. A systematic review on the frequency of advanced recession following single immediate implant treatment. *J Clin Periodontol*. 2012 jun;39(6):582-9.
18. Lindhe J, Meyle J, Group DoEWoP. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008 set;35(8):282-5.

19. Kuchler U, Chappuis V, Gruber R, Lang NP, Salvi GE. Immediate implant placement with simultaneous guided bone regeneration in the esthetic zone: 10-year clinical and radiographic outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 fev;27(2):253-7.
20. Slagter KW, Meijer HJ, Bakker NA, Vissink A, Raghoobar GM. Immediate Single-Tooth Implant Placement in Bony Defects in the Esthetic Zone: A 1-Year Randomized Controlled Trial. *J Periodontol.* 2016 jun;87(6):619-29.
21. Merheb J, Graham J, Coucke W, Roberts M, Quirynen M, Jacobs R, et al. Prediction of implant loss and marginal bone loss by analysis of dental panoramic radiographs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 mar-abr;30(2):372-7.
22. Gonzalez-Martin O, Oteo C, Ortega R, Alandez J, Sanz M, Veltri M. Evaluation of peri-implant buccal bone by computed tomography: an experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 ago;27(8):950-5.
23. Hsu JT, Huang HL, Fuh LJ, Li RW, Wu J, Tsai MT, et al. Location of the mandibular canal and thickness of the occlusal cortical bone at dental implant sites in the lower second premolar and first molar. *Comput Math Methods Med.* 2013;2013:608570.
24. Kuhl S, Zurcher S, Zitzmann NU, Filippi A, Payer M, Dagassan-Berndt D. Detection of peri-implant bone defects with different radiographic techniques - a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res.* 2016 mai;27(5):529-34.
25. Shiratori LN, Marotti J, Yamanouchi J, Chilvarquer I, Contin I, Tortamano P. Measurement of buccal bone volume of dental implants by means of cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2012 Jun;23(7):797-804.
26. Fatemitabar SA, Nikgoo A. Multichannel computed tomography versus cone-beam computed tomography: linear accuracy of in vitro measurements of the maxilla for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 mai;25(3):499-505.
27. Razavi T, Palmer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2010 jul;21(7):718-25.
28. Kamburoglu K, Murat S, Kilic C, Yuksel S, Avsever H, Farman A, et al. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014 mar;43(4):20130332.

29. Benic GI, Elmasry M, Hammerle CH. Novel digital imaging techniques to assess the outcome in oral rehabilitation with dental implants: a narrative review. *Clin Oral Implants Res.* 2015 set;26 Suppl 11:86-96. doi: 10.1111/clr.12616.
30. Kumar BS, Mahabob M. Ultrasound in Dentistry - a review. *JIADS.* 2010 dez;1(4):44-5.
31. Machtei EE, Zigdon H, Levin L, Peled M. Novel ultrasonic device to measure the distance from the bottom of the osteotome to various anatomic landmarks. *J Periodontol.* 2010 jul;81(7):1051-5.
32. Mahmoud AM, Ngan P, Crout R, Mukdadi OM. High-resolution 3D ultrasound jawbone surface imaging for diagnosis of periodontal bony defects: an in vitro study. *Ann Biomed Eng.* 2010 nov;38(1):3409-22.
33. Salmon B, Le Denmat D. Intraoral ultrasonography: development of a specific high-frequency probe and clinical pilot study. *Clin Oral Investig.* 2012 abr;16(2):643-9.
34. Choi M, Culjat MO, Singh RS, White SN. Ultrasound imagery for dental implant diagnosis and treatment planning in a porcine model. *J Prosthet Dent.* 2012 dez;108(6):344-53.
35. Cotti E, Campisi G, Garau V, Puddu G. A new technique for the study of periapical bone lesions: ultrasound real time imaging. *Int Endod J.* 2002 fev;35(2):148-52.
36. Noble JA, Boukerroui D. Ultrasound image segmentation: a survey. *IEEE Trans Med Imaging.* 2006;25:987-1010.
37. Mauldin FW, Jr., Owen K, Tiouririne M, Hossack JA. The effects of transducer geometry on artifacts common to diagnostic bone imaging with conventional medical ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.* 2012 jun;59(6):1101-14.
38. Kamimura HA, Wang L, Carneiro AA, Kinnick RR, An KN, Fatemi M. Vibroacoustography for the assessment of total hip arthroplasty. *Clinics (Sao Paulo).* 2013 abr;68(4):463-8.
39. D'Astous FT, Foster FS. Frequency dependence of ultrasound attenuation and backscatter in breast tissue. *Ultrasound Med Biol.* 1986 out;12(10):795-808.

40. Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, Christopher DA, Turnbull DH. Advances in ultrasound biomicroscopy. *Ultrasound Med Biol*. 2000 jan;26(1):1-27.
41. Habor D, Neuhaus S, Vollborn T, Wolfart S, Radermacher K, Heger S. Model based assessment of vestibular jawbone thickness using high frequency 3D ultrasound micro-scanning. *Medical Imaging 2013: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*. 2013;8675.
42. Degen K, Habor D, Radermacher K, Heger S, Kern JS, Wolfart S, et al. Assessment of cortical bone thickness using ultrasound. *Clin Oral Implants Res*. 2016 mai;28(5):520-8.
43. Leighton TG. What is ultrasound? *Prog Biophys Mol Biol*. 2007ago;93:3-83.
44. Fickl S, Schneider D, Zuhr O, Hinze M, Ender A, Jung RE, et al. Dimensional changes of the ridge contour after socket preservation and buccal overbuilding: an animal study. *J Clin Periodontol*. 2009 mai;36(5):442-8.
45. Capelli M, Testori T, Galli F, Zuffetti F, Motroni A, Weinstein R, et al. Implant-buccal plate distance as diagnostic parameter: a prospective cohort study on implant placement in fresh extraction sockets. *J Periodontol*. 2013 dez;84(12):1768-74.
46. Katsoulis J, Enkling N, Takeichi T, Urban IA, Mericske-Stern R, Avrampou M. Relative bone width of the edentulous maxillary ridge. Clinical implications of digital assessment in presurgical implant planning. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 mai;14(1):213-23.
47. Kois JC. Predictable single-tooth peri-implant esthetics: five diagnostic keys. *Compend Contin Educ Dent*. 2004 nov;25(11):895-6, 8, 900 passim; quiz 6-7.
48. Evans CD, Chen ST. Esthetic outcomes of immediate implant placements. *Clin Oral Implants Res*. 2008 jan;19(1):73-80.
49. Nisapakultorn K, Suphanantachat S, Silkosessak O, Rattanamongkolgul S. Factors affecting soft tissue level around anterior maxillary single-tooth implants. *Clin Oral Implants Res*. 2010 jun;21(6):662-70.

50. DI Girolamo M, Arullani CA, Calcaterra R, Manzi J, Arcuri C, Baggi L. Preservation of extraction socket in immediate implant placement: a clinical study. *Oral Implantol (Rome)*. 2016 nov;9(4):222-32.
51. Albrektsson T, Chrcanovic B, Ostman PO, Sennerby L. Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants. *Periodontol 2000*. 2017 fev;73(1):41-50.
52. Cosyn J, Eghbali A, Hermans A, Vervaeke S, De Bruyn H, Cleymaet R. A 5-year prospective study on single immediate implants in the aesthetic zone. *J Clin Periodontol*. 2016 ago;43(8):702-9.
53. Yoda N, Zheng K, Chen J, Li W, Swain M, Sasaki K, et al. Bone morphological effects on post-implantation remodeling of maxillary anterior buccal bone: A clinical and biomechanical study. *J Prosthodont Res*. 2017 jan.doi: 10.1016/j.jpor.2016.12.010.
54. Smeets R, Henningsen A, Jung O, Heiland M, Hammacher C, Stein JM. Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis--a review. *Head Face Med*. 2014set;10:34.
55. Atieh MA, Alsabeeha NH, Faggion CM, Jr., Duncan WJ. The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2013 nov;84(11):1586-98.
56. Jemt T, Karouni M, Abitbol J, Zouiten O, Antoun H. A retrospective study on 1592 consecutively performed operations in one private referral clinic. Part II: Peri-implantitis and implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 mar.doi: 10.1111/cid.12481.
57. Tozum TF, Dursun E, Galindo-Moreno P, Juodzbals G, Lopez-Martinez J, O'Valle F, et al. The 1st Baltic Osseointegration Academy and Lithuanian University of Health Sciences Consensus Conference 2016. Summary and Consensus Statements: Group II - Peri-Implantitis Diagnostics and Decision Tree. *J Oral Maxillofac Res*. 2016;7:e11.
58. Schwarz F, Herten M, Sager M, Bieling K, Sculean A, Becker J. Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2007 abr;18(2):161-70.

59. Schwarz F, Sahm N, Schwarz K, Becker J. Impact of defect configuration on the clinical outcome following surgical regenerative therapy of peri-implantitis. *J Clin Periodontol*. 2010 mai;37(5):449-55.
60. de-Azevedo-Vaz SL, Alencar PN, Rovaris K, Campos PS, Haiter-Neto F. Enhancement cone beam computed tomography filters improve in vitro periimplant dehiscence detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013 nov;116(5):633-9.
61. Sancho-Puchades M, Hammerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2015 out;26(10):1222-8.
62. Pinheiro LR, Gaia BF, Oliveira de Sales MA, Umetsubo OS, Santos Junior O, Cavalcanti MG. Effect of field of view in the detection of chemically created peri-implant bone defects in bovine ribs using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2015 jul;120(1):69-77.
63. Webb S, Flower MA. Webb's physics of medical imaging. 2º ed. CRC Press; 2012. 864p.
64. NIAS AHW. An introduction to radiobiology. 2º ed. Wiley;1998. 400p.
65. Langland OE, Langlais RP, Preece JW. Principles of dental imaging. 2º ed. Lippincott Williams & Wilkins. 2002. 459p.
66. Bushberg JT SJ, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. 3º ed. Lippincott Williams & Wilkins. 2012. 1048p.
67. Rangayyan RM. Biomedical Image Analysis. 1ºed. CRC Press. 2005. 550p.
68. White SC, Mallya SM. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. *Aust Dent J*. 2012 mar;57(1):2-8.
69. Hendee WR, Edwards FM. ALARA and an integrated approach to radiation protection. *Semin Nucl Med*. 1986 abr;16(2):142-50.

70. American Dental Association. Dental radiographic examinations: recommendations for patient selection and limiting radiation exposure. 2004. Disponível em www.ada.org.
71. Greenberg AM. Digital technologies for dental implant treatment planning and guided surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2015 mai;27(2):319-40.
72. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6(1):31-61.
73. Kaeppler G, Mast M. Indications for cone-beam computed tomography in the area of oral and maxillofacial surgery. *Int J Comput Dent*. 2012;15(4):271-86.
74. Greenberg AM. Cone beam computed tomography scanning and diagnosis for dental implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2015b mai;27(2):185-202.
75. Madrigal C, Ortega R, Meniz C, Lopez-Quiles J. Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008 mai;13(5):307-12.
76. Guerrero ME, Noriega J, Castro C, R. J. Does cone-beam CT alter treatment plans? Comparison of preoperative implant planning using panoramic versus cone-beam CT images. *Imaging Science in Dentistry*. 2014 jun;44(2):121-8.
77. Wang D, Kunzel A, Golubovic V, Mihatovic I, John G, Chen Z, et al. Accuracy of peri-implant bone thickness and validity of assessing bone augmentation material using cone beam computed tomography. *Clin Oral Investig*. 2013 jul;17(6):1601-9.
78. Naitoh M, Hayashi H, Tsukamoto N, Aiji E. Labial bone assessment surrounding dental implant using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2012 ago;23(8):970-4.
79. Vera C, De Kok IJ, Chen W, Reside G, Tyndall D, Cooper LF. Evaluation of post-implant buccal bone resorption using cone beam computed tomography: a clinical pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 set-out;27(5):1249-57.
80. Ritter L, Elger MC, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(6):20130088.

81. Mengel R KB, Flores-de-Jacoby L. Digital volume tomography in the diagnosis of peri-implant defects: an in vitro study on native pig mandibles. *J Periodontol*. 2006 jul;77(7):1234-41.
82. Fienitz T, Schwarz F, Ritter L, Dreiseidler T, Becker J, Rothamel D. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: a histologically controlled study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012 jul;23(7):882-7.
83. Golubovic V, Mihatovic I, Becker J, Schwarz F. Accuracy of cone-beam computed tomography to assess the configuration and extent of ligature-induced peri-implantitis defects. A pilot study. *Oral Maxillofac Surg*. 2012 dez;16(4):349-54.
84. Laird WR, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1--Biophysical interactions. *J Dent*. 1991;19:14-7.
85. Bossy E, Talmant M, Laugier P. Three-dimensional simulations of ultrasonic axial transmission velocity measurement on cortical bone models. *J Acoust Soc Am*. 2004;115(5):2314-24.
86. Moilanen P, Kilappa V, Nicholson PH, Timonen J, Cheng S. Thickness sensitivity of ultrasound velocity in long bone phantoms. *Ultrasound Med Biol*. 2004;30(11):1517-21.
87. O'Brien WD, Jr. Ultrasound-biophysics mechanisms. *Prog Biophys Mol Biol*. 2007;93(1):212-55.
88. Rallan D, Harland CC. Ultrasound in dermatology--basic principles and applications. *Clin Exp Dermatol*. 2003 nov;28(6):632-8.
89. Harvey CJ, Pilcher JM, Eckersley RJ, Blomley MJ, Cosgrove DO. Advances in ultrasound. *Clin Radiol*. 2002 mar;57(3):157-77.
90. Lee Y, Kang J, Yoo Y. Automatic dynamic range adjustment for ultrasound B-mode imaging. *Ultrasonics*. 2015 fev;56:435-43.
91. Jeong JS. Dual-element transducer with phase-inversion for wide depth of field in high-frequency ultrasound imaging. *Sensors (Basel)*. 2014 ago;14(8):14278-88.

92. Qiu W, Ye Z, Yu Y, Chen Y, Chi L, Mu P, et al. A digital multigate Doppler method for high frequency ultrasound. *Sensors (Basel)*. 2014 jul;14(8):13348-60.
93. Foroughi P, Boctor E, Swartz MJ, Taylor RH, Fichtinger G. Ultrasound Bone Segmentation Using Dynamic Programming. *IEEE Ultrasonics symposium*. 2007.
94. Adeyemo WL, Akadiri OA. A systematic review of the diagnostic role of ultrasonography in maxillofacial fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011 jul;40(7):655-61.
95. Kesse KW, Manjaly G, Violaris N, Howlett DC. Ultrasound-guided biopsy in the evaluation of focal lesions and diffuse swelling of the parotid gland. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2002 out;40(5):384-8.
96. Arijji Y, Sakuma S, Izumi M, Sasaki J, Kurita K, Ogi N, et al. Ultrasonographic features of the masseter muscle in female patients with temporomandibular disorder associated with myofascial pain. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004 set;98(3):337-41.
97. Culjat MO, Choi M, Singh RS, Grundfest WS, Brown ER, White SN. Ultrasound detection of submerged dental implants through soft tissue in a porcine model. *J Prosthet Dent*. 2008 mar;99(3):218-24.
98. Vollborn T, Habor D, Pekam FC, Heger S, Marotti J, Reich S, et al. Soft tissue-preserving computer-aided impression: a novel concept using ultrasonic 3D-scanning. *Int J Comput Dent*. 2014;17(4):277-96.
99. Gallucci GO, Papaspyridakos P, Ashy LM, Kim GE, Brady NJ, Weber HP. Clinical accuracy outcomes of closed-tray and open-tray implant impression techniques for partially edentulous patients. *Int J Prosthodont*. 2011 out;24(5):469-72.
100. Vandeweghe S, Coelho PG, Vanhove C, Wennerberg A, Jimbo R. Utilizing micro-computed tomography to evaluate bone structure surrounding dental implants: a comparison with histomorphometry. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013 out;101(7):1259-66.
101. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2013 abr;24(4):378-83.

102. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* 2013 ago;24 Suppl A100:94-9.
103. Gluer CC, Wu CY, Jergas M, Goldstein SA, Genant HK. Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure. *Calcif Tissue Int.* 1994 jul;55(1):46-52.
104. Zheng R, Le LH, Sacchi MD, Ta D, Lou E. Spectral ratio method to estimate broadband ultrasound attenuation of cortical bones in vitro using multiple reflections. *Phys Med Biol.* 2007 out;52(1):5855-69.
105. Jain A, Taylor R. Understanding bone responses in B-mode ultrasound images and automatic bone surface extraction using a Bayesian Probabilistic Framework. *Medical Imaging 2004: Ultrasonic Imaging and Signal Processing*; San Diego, CA2004. p. 131-42.
106. Chan HL, Wang HL, Fowlkes JB, Giannobile WV, Kripfgans OD. Non-ionizing real-time ultrasonography in implant and oral surgery: A feasibility study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 mar;28(3):341-7.
107. Chan HL, Sinjab K, Chung MP, Chiang YC, Wang HL, Giannobile WV, et al. Non-invasive evaluation of facial crestal bone with ultrasonography. *PLoS One.* 2017 fev;12(2):e0171237.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética da Universidade de São Paulo

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP		
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA		
Título da Pesquisa: Medida da tábua óssea vestibular de implantes dentais utilizando ultrassom em alta frequência.		
Pesquisador: Pedro Tortamano Neto		
Área Temática:		
Versão: 3		
CAAE: 35613514.3.0000.0075		
Instituição Proponente: Universidade de São Paulo		
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio		
DADOS DO PARECER		
Número do Parecer: 1.121.872		
Data da Relatoria: 24/06/2015		
Apresentação do Projeto:		
<p>"O presente estudo tem como objetivo avaliar a eficácia do ultrassom de alta frequência na medição da espessura óssea vestibular ao implante em relação à Tomografia Computadorizada Cone – Beam. Para isso, serão utilizados 6 crânios secos, cedidos pelo Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo (USP). Em cada crânio, serão instalados de 1 à 3 implantes dentais, os quais serão enumerados de acordo com o crânio e a região a qual estes pertencem. Para a mensuração manual, utilizada como controle, as regiões contendo os implantes serão moldadas para a obtenção de modelos de gesso, os quais terão implantes análogos àqueles instalados nas respectivas estruturas ósseas. As regiões contendo os implantes nos modelos de gesso serão individualizadas, seccionando-as e inserindo-as em um conjunto de gesso corado, o qual possibilitará a</p>		
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: cepto@usp.br

Continuação do Parecer: 1.121.872

determinação da

correta angulação do implante. Após, o conjunto será desgastado em um torno mecânico, mantendo apenas a região do gesso correspondente à estrutura óssea. Esta será avaliada por meio de um microscópio óptico, a partir do qual será realizada a mensuração da espessura óssea vestibular aos implantes. Para a mensuração da mesma pela Tomografia Computadorizada Cone – Beam, os crânios serão posicionados, individualmente, em um apoio do aparelho e submetidos ao exame radiográfico durante 40s, com uma exposição de 120 Kv e 46.72 mAs. As imagens radiográficas obtidas serão avaliadas e a medição será realizada com o auxílio do software I – Cat Vision. Para a análise pelo Ultrassom de alta frequência (50MHz), os crânios serão inseridos em uma bacia contendo solução salina isotônica desgaseificada. Cada crânio será escaneado duas vezes, para a obtenção de imagens digitais tridimensionais, na qual serão realizadas as mensurações da espessura óssea. Os dados obtidos serão avaliados por meio de gráficos e tabelas e, se necessário, análise estatística."

Objetivo da Pesquisa:

"Avaliar a precisão do ultrassom de alta – frequência na medição da espessura óssea vestibular a implantes instalados em modelos de crânios secos, comparado com o método convencional de tomografia computadorizada de feixe cônico (cone beam)."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

"RISCOS: Por ser um estudo in vitro, não há riscos.

BENEFÍCIOS: A utilização do ultrassom na Odontologia é uma alternativa viável para evitar a exposição excessiva à radiação ionizante, a qual o paciente é submetido com o uso de técnicas radiográficas convencionais. Ainda, o menor consumo de tempo exigido pelo procedimento permite que a técnica seja repetida inúmeras vezes. Além disso, o ultrassom apresenta como vantagens o fato de ser um meio de

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: cepto@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 1.121.872

diagnóstico não invasivo, indolor e de baixo custo, promovendo uma boa aceitação do uso da técnica pelos pacientes."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto foi enviado à CONEP pois os pesquisadores o cadastraram como área temática especial. O parecer da CONEP menciona que não se trata de área temática especial; solicitou-se que os autores retirem essa classificação durante o preenchimento, o que foi atendido. A CONEP solicita também que seja mencionada a localização dos equipamentos utilizados na pesquisa; os autores esclareceram: Departamento de Prótese de FOU SP, Indoor (tomografias) e Universidade de Aachen (Alemanha), para uso do ultra-som; apresenta-se carta da Universidade de Aachen. Ainda que não tenha sido explicitamente mencionado, subentende-se que os crânios serão transportados para a Alemanha e depois retornarão ao Brasil. É de responsabilidade dos pesquisadores providenciar esse transporte de maneira oficial. Como esta informação não havia sido anteriormente mencionada, solicita-se neste parecer que a instituição estrangeira seja incluída como co-participante.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta-se folha de rosto, projeto detalhado, carta da universidade estrangeira.

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:

As pendências foram atendidas:

Remover a classificação de área temática especial. Removida, atendido.

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: cepto@usp.br

Continuação do Parecer: 1.121.872

Incluir a Universidade de Aachen como instituição co-participante. Incluída, atendido.

Adequar o cronograma, já que com esta pendência, a pesquisa não poderá iniciar em 01/06/2015. Atendido, inicia-se a pesquisa em 01/09/2015.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

SAO PAULO, 24 de Junho de 2015

Assinado por:
Décio dos Santos Pinto Junior
(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 - Parecer do Comitê de Ética da RWTH Aachen Universität

**ETHIK-KOMMISSION AN DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER RHEINISCH-WESTFÄLISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE AACHEN**
Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen - Tel. 0241-80 89 963 – FAX 0241-80 82 012
E-Mail: ekaachen@ukaachen.de

Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät
der RWTH Aachen – Pauwelsstr. 30 – D - 52074 Aachen

Frau

Aachen, den 22.2.16

Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen
Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien
im Hause
jmarotti@ukaachen.de

nachrichtlich an:

Herrn Univ.-Prof. Dr.med.dent. Stefan Wolfart, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien, im Hause swolfart@ukaachen.de

Schmal/pre

Betrifft:

EudraCT-Nr. -

Protokoll-Nr: -

Titel: Die Präzision von Hochfrequenzultraschall bei der Messung der bukkalen Knochendicke bei Zahnimplantaten.

Sponsor: -

Eingereicht von: Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien, Uniklinik RWTH Aachen, Pauwelsstraße 30, 52074 Aachen

Antragsteller: Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, s.o.

LKP: -

Lokaler Hauptprüfer: Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, s.o.

Internes Aktenzeichen: EK 017/16

Hier: Anschreiben zum Votum

Sehr geehrte Frau Dr. Marotti Großhausen,

Sie haben bezüglich der o. g. Studie um eine Beratung durch die Ethik-Kommission an der hiesigen Medizinischen Fakultät der RWTH Aachen gebeten.

Als Anlage übersende ich Ihnen das Votum mit der Bitte um Kenntnisnahme.

Für das Forschungsvorhaben wünschen wir Ihnen viel Erfolg.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. med. G. Schmalzing
Vorsitzender
Anlage

Univ.-Prof. Dr. med. U. Böij
Stellvertr. Vorsitzender
Vice-Chairman

ETHIK-KOMMISSION AN DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER RHEINISCH-WESTFÄLISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE AACHEN
 Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen - Tel. 0241-80 89 963 – FAX 0241-80 82 012
 E-Mail: ekaachen@ukaachen.de

VOTUM

zu dem Forschungsantrag

EudraCT-Nr.	-
Protokoll-Nr.	-
Titel:	Die Präzision von Hochfrequenzultraschall bei der Messung der bukkalen Knochendicke bei Zahnimplantaten.
Sponsor:	-
Eingereicht von:	Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien, Uniklinik RWTH Aachen, Pauwelsstraße 30, 52074 Aachen
Antragsteller:	Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, s.o.
LKP:	-
Lokaler Hauptprüfer:	Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen, s.o.
Internes Aktenzeichen:	EK 017/16

vom 14.1.16 und vom 12.2.16, eingegangen bei der Ethik-Kommission am 15.1.16 und am 12.2.16 mit folgenden Unterlagen:

Initiale Einreichung:

- Anschreiben vom 14.01.16
- Antragsformular 14.01.16
- Checklisten
- Prüfplan
- CV Univ.-Prof. Dr. med. dent. Stefan Wolfart
- CV Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen
- CV Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, DDS, MSc, PhD
- CV Lauren Oliveira Lima Böhner, DDS, Msc.
- Übersetzung Genehmigung Schädelnutzung 21.08.14
- Übersetzung Studieninformationen 24.06.15

Nachreichungen vom 12.02.16:

- Kopie des Clockstops vom 01.02.2016
- Antragsformular
- Prüfplan vom 09.02.2016

Der Antrag wurde unter Beteiligung von Herrn Professor Dr. med. G. Schmalzing als Vorsitzenden und den Mitgliedern Proffs. Dr. U. Büll, Dr. G. Jakse, Dr. R. Osieka sowie Richter a. D. Franz, Dr. G. Souvignier und I. Wiegand beraten und wie folgt bewertet:

Gegen das Forschungsvorhaben sind aus ethischer und berufsrechtlicher Sicht keine Bedenken zu erheben.

Die Gewinnung der brasilianische Leichenteile fällt nicht in die Zuständigkeit der Ethik-Kommission.

Die Bewertung ist für folgende/n Prüferin/Prüfer und Prüfstelle gültig:

Prüfstelle:

- Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Biomaterialien, Uniklinik RWTH Aachen, Pauwelsstr. 30, 52074 Aachen
- Dr. med. dent. Juliana Marotti Großhausen
- Univ.-Prof. Dr. med. dent. Stefan Wolfart

Für dieses Votum gelten die nachfolgenden Auflagen und Empfehlungen (von deren Erfüllung die Wirksamkeit der positiven Bewertung abhängt):

1. Auflagen:

- a. Ethisch relevante Änderungen im Prüfplan und in der Phase der Umsetzung sind der Kommission mitzuteilen; geänderte Passagen sollten deutlich kenntlich gemacht werden.
- b. Der Antragsteller hat sicherzustellen, dass die Akten und Unterlagen nach dem Abschluss des Vorhabens in seinem derzeitigen Arbeitsbereich verwahrt und ordnungsgemäß verwaltet werden.
- c. Der Antragsteller eines Zentrums hat dafür Sorge zu tragen, dass alle nachrangig in die Studie involvierten ärztlichen Mitarbeiter angemessen qualifiziert sind. Dies gilt auch für die erforderlichen Kenntnisse des Studienprotokolls.

2. Hinweise:

- a. Es wird darauf hingewiesen, dass unabhängig vom Beratungsergebnis der Ethik-Kommission die ethische und rechtliche Verantwortung für die Durchführung einer klinischen Prüfung beim Leiter der klinischen Prüfung und auch bei allen an der Prüfung teilnehmenden Ärzten liegt.
- b. Die Ethik-Kommission sollte vom Ergebnis der Studie unterrichtet werden. Im Falle einer Publikation der Ergebnisse könnte auch ein Sonderdruck eingereicht werden.

Aachen, den 22.2.16

Prof. Dr. med. G. Schmalzing
Vorsitzender

Univ.-Prof. Dr. med. U. Büll
Stellvertr. Vorsitzender
Vice-Chairman

Ethik-Kommission an der Medizinischen Fakultät der RWTH Aachen
EudraCT - EK 017/16

Die Ethik-Kommission ist nach Landesrecht konstituiert und bei den zuständigen Landesbehörden, beim Bundesamt für Arzneimittel (BfArM) sowie beim Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) registriert. Sie berät unabhängig nach den Regeln des Weltärztebundes in der Deklaration von Helsinki über Forschung am Menschen in der Fassung von 1996 in Somerset West, nach nationalen Gesetzen, Vorschriften und der ICH-GCP-Leitlinie in der jeweils gültigen Fassung (siehe Homepage der Ethik-Kommission unter www.medizin.rwth-aachen.de/EK).