MARINA GAZZANO BALADI

**Simulação da vascularização através da cortical óssea de
mandíbulas
suínas por meio da ultrassonografia modo B e Doppler**

São Paulo

2011

MARINA GAZZANO BALADI

**Simulação da vascularização através da cortical óssea de
mandíbulas
suínas por meio da ultrassonografia modo B e Doppler**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador:
Prof. Associado Claudio Fróes de Freitas

São Paulo
2011

Baladi MG. Simulação da vascularização através da cortical óssea de mandíbula suína por meio da ultrassonografia modo B e Doppler. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: / /2011

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

*Aos meus pais (in memoriam), **Raphael Gazzano** e **Eva Suban Gazzano**, por quem continuo sentido a sua proteção todos os dias; dando-me força para continuar lutando por meus sonhos, e por dias mais felizes para mim e a todos os que me cercam.*

*Ao meu querido esposo **Fábio Baladi**, meu melhor amigo e companheiro, pelo apoio sem falhas e o carinho incondicional, pela perseverança nas suas atitudes, buscando sempre uma meta, não medindo esforços, mesmo quando todos os obstáculos pareciam intransponíveis e sem o qual este projeto não teria sido possível. Aos nossos filhos adorados, **Gulherme Baladi** e **Raphael Baladi**, fontes de todo o meu amor e alegria, razão de todo nosso esforço de vencer na vida.*

*Ao **Bono** e ao **Thobby**, por toda fidelidade, companheirismo e lealdade durante todos os momentos, que dedicados para mim.*

*À **Deus**, por me carregar no colo nos momentos de dúvidas, incertezas e tristezas, sendo meu porto seguro diante do medo, mostrando-me que cada dia seria melhor, força que busco em minhas reflexões todos os dias.*

Ao Prof. Dr. Claudio Fróes de Freitas,

pelo respeito, amizade, seriedade e incentivo. Sua orientação e condução foram fundamentais para a realização deste trabalho. A sua orientação extrapola os limites deste trabalho, permitindo que, a cada dia, eu consiga crescer pessoalmente e profissionalmente. Obrigada por todo o carinho e confiança depositados nestes nossos anos de convivência.

Minha eterna gratidão, reconhecimento e amizade.

À Profa. Dra. Marlene Soeiro de Matos Fenyo Pereira,

Titular da Disciplina de Radiologia do Departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelos ensinamentos, apoio, incentivo e oportunidades oferecidas.

Muito obrigada.

À Profa. Dra. Vanda Beatriz Domingos,
pelo apoio incondicional em todos os momentos e por acreditar em mim.

Muito obrigada.

*Ao **Dr. Renato Tucunduva Neto** e **Profa. Mestra Maria José Tucunduva** (Lila), que me forneceram todo apoio e dedicação, sempre me recebendo de braços abertos. Obrigada pela disponibilidade dedicada, pelas críticas e sugestões constantes, que me ajudaram a transformar idéias em palavras.*

*Usarei a linguagem da minha grande amiga irmã **"Lila" mil brigs.***

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade concedida para a realização deste curso.

Aos Professores das Disciplina de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, **Prof. Dr. Cesar Ângelo Lascala, Profa. Dra. Emiko Saito Arita, Prof. Dr. Israel Chilvarquer, Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira, Prof. Dr. Marcelo de Gusmão P. Cavalcanti, Prof. Dr. Cláudio Costa, Prof. Dr. Evângelo Tedeu Terra Ferreira, Prof. Dr. Roberto Heitzmann Rodrigues Pinto**, pela contribuição na minha formação de Pós-Graduação. Meu sincero respeito.

Ao **Prof. Dr. Elio Hitoshi Shinohara**, mestre muito solícito, que contribuiu, para o enriquecimento deste trabalho, por intermédio de suas idéias e sugestões.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela bolsa de Mestrado no Programa Demanda Social – www.capes.gov.br

Às Bibliotecárias **Sras Glauci Elaine Damasio Fidelis e Maria Claudia Pestana** pela revisão das referências bibliográficas.

À **Sra. Maria Aparecida Pinto (Cidinha)**, pela atenção, eficiência, sempre com muita disponibilidade e com muito carinho, meu profundo agradecimento.

À **Sra Cecília Forte Muniz**, Secretária Geral do Departamento, agradeço por toda colaboração, dispensada sempre com muita dedicação e amor.

Ao **Claudio, Áurea, Beto e Rafael**, pela amizade e pela força que nos oferecem em momentos difíceis nesta grande jornada da vida.

À **Profa. de Português Maria Aparecida Silveira de Camargo Ferreira**, que corrigiu a ortografia deste trabalho, com muito carinho e paciência, o meu sincero agradecimento.

À **Profa. de Inglês Maria de Lourdes Blaza**, pela correção feita da língua inglesa neste trabalho, pela sua eficiência, amizade, o meu eterno agradecimento.

Aos colegas, **Luiza, Mariana, Renata, Ana Cláudia, Ângela, Mirna, Andréia, Bruno, Mauricio, Daniela, Karen, Erika, Lituânia**, por nossa convivência e empenho no crescimento da nossa disciplina.

Aos amigos de Pós-Graduação, **Angélica Hernandes, Maria José Pereira Tucunduva (Lila), Márcia Provenzano, Denise S. Haddad, Karina Cecília Panelli Santos, Thasia Luiz Dias Ferreira, Marcos Petto Nunes de Abreu, Otávio Shoit Umetsubo**, muito obrigada em especial a vocês que me deram um novo sentido às minhas inquietudes e força para finalizar este trabalho, este sucesso é nosso!

Ao **Sr. Francisco Abílio Siqueira (Chicão)**, da Universidade Cidade de São Paulo, por sua disponibilidade, auxiliando-me na execução do desenvolvimento do trabalho, com as mandíbula suínas, meu muito obrigada.

Ao **Senhor Luiz Silva dos Santos**, da Universidade Cidade de São Paulo, pela realização do tratamento estatístico, efetuado com muita dedicação.

À **Profa. Dra. Cristina Akemi Ogihara**, da Universidade Cidade de São Paulo, pelo tratamento estatístico e confecção dos gráficos e tabelas, elaborados com muito carinho.

À **Sra Janete Passos Santana**, técnica responsável pelo setor de Radiologia Clínica, pelo apoio e pelos bons momentos que passamos juntas.

À **Sra Maria do Carmo Gomes do Nascimento**, do ICB – Instituto de Ciências Biomédicas, pelas orientações fornecidas com muita paciência e carinho.

Ao **Sr Marcos Alípio Dantas Ramos**, responsável pelo serviço do Xerox da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelos seus serviços prestados sempre com muita dedicação e carinho.

Ao **Sr. Pompeo Francisco Bonora**, mestre vidraceiro, que contribuiu carinhosamente para o trabalho, confeccionando os capilares de vidro, que foram simulados.

À todos os professores da Pós-Graduação e todos os estagiários da Disciplina de Radiologia e outras, pela força e pelos grandes momentos que compartilhamos juntos.

Obrigada a todos

Seja você quem for,
Seja qual for a posição social que você tenha na vida,
A mais alta ou a mais baixa, tenha sempre como meta muita força,
muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita
fé em Deus, que um dia você chega lá.
De alguma maneira você chega lá

“Ayrton Senna”

RESUMO

Baladi MG. Simulação da vascularização através da cortical óssea de mandíbula suína por meio da ultrassonografia modo B e Doppler [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontogia; 2011. Versão Corrigida.

A ultrassonografia é um método de diagnóstico que aproveita o eco produzido pelo som para ver, em tempo real, as sombras produzidas pelas estruturas e órgãos. Os aparelhos de ultrassom em geral utilizam uma frequência próxima de 1MHz. A ultrassonografia permite ainda, pelo modo Doppler, conhecer o sentido e a velocidade de fluxos sanguíneos. Por não utilizar radiação, ionizante, é um método inócuo e barato. A avaliação da circulação nos tecidos corpóreos pode indicar o tipo de lesão ou, nos casos de cirurgia, mostrar a posição de artérias presentes na região. Neste trabalho foi de finalidade apresentar a espessura óssea ideal para a captação do sinal Doppler, utilizando uma amostra de 10 mandíbulas suínas maceradas, avaliando-se a região dos terceiros molares (de ambos os lados, direito e esquerdo, totalizando 20 hemimandíbulas). As mandíbulas suínas foram preparadas para receber e adaptar tubos de CFlex conectados a um capilar de vidro e a uma bomba propulsora, por onde passava o líquido, simulando a vascularização sanguínea. Foram tomadas diferentes medidas de espessura óssea, sendo possível, em algumas hemimandíbulas, captarmos sinais. Na dependência da espessura da cortical óssea, que em nosso trabalho estudamos no intervalo de 0,2 a 1,0mm, possibilitou-se a captação de sinais, no modo B e Doppler, referentes ao simulador da vascularização. A ultrassonografia é um recurso imaginológico com aplicabilidade cada vez maior na área da Saúde, em particular no estudo da vascularização intra-óssea.

Palavras-chave: Ultrassom. Vascularização. Doppler. Imagem. Simulação.

ABSTRACT

Baladi MG. Simulation of vasularization of the cortical bone of the jaw swine by using ultrasound B mode and Doppler [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontogia; 2011. Versão Corrigida.

Ultrasound is an image diagnostic method that takes advantage of the echo produced by sound to see in real time, the shadows produced by the structures and organs. Ultrasound machines typically use a frequency of about 1MHz. The ultrasound also enables, by the Doppler mode, to read the direction and velocity of blood flow. As we do not use radiation, ionizing radiation, it is a harmless and inexpensive method. The evaluation of the circulation in body tissues may indicate the type of injury, or in cases of surgery, it shows the position of the arteries in the region. This study aimed to present the ideal bone thickness to capture the Doppler signal using a sample of 10 macerated pig jaws, assessing the region of the third molars (on both sides, right and left, totaling 20 hemijwas). The pig jaws were prepared to accept and adapt CFlex tubes connected to a glass capillary and a pump, through which liquid flowed, simulating the blood vasculature. Different measures of bone thickness, were taken and in some hemijaws signals were possible to be taken. Depending on the thickness of cortical bone, which in our work we have studied in the range 0,2 to 1,0 mm, made it possible to capture signals in B mode and Doppler simulator for the vasculature. Ultrasound is a resource imaginologic increasing applicability in healthcare, particularly in the study of intraosseous vascularity.

Keywords: Ultrasound. Artery. Doppler. Image. Simulation.

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Indicando os valores da Espessura Óssea das Hemimandíbulas Suínas.....	54
Tabela 5.1 - Indicando os valores da Espessura Óssea das Hemimandíbulas Suínas.....	57
Tabela 5.2 - Descritiva Completa para Espessura Óssea e Captação de Sinal.....	58
Tabela 5.3 - Indicando os Valores da Espessura Óssea das Hemimandíbulas Suínas.....	59
Tabela 5.4 - Test t para Amostras Independentes.....	61
Tabela 7.1 - Indicando os valores da Espessura Óssea e Captação dos Sinais das Hemimandíbulas Suínas.....	67
Gráfico 5.1- Captação do Sinal de Ultrassom Doppler x Espessura Óssea das Hemimandíbulas.....	58
Gráfico 5.2 - Espessura das Hemimandíbulas x Captação do Sinal Obtido	59
Gráfico 5.3 - Intervalo de Confiança para Captação de Sinal	60
Gráfico 5.4 - Descritiva completa da média espessura óssea e captação de Sinal.....	60

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Pulsos de ultrassom enviados por um único transdutor que recebe os ecos refletidos (Biscegli, 2003)	23
Figura 2.2 - Apresenta um diagrama simplificado de um sistemas de ultrassonografia típico (Biscegli, 2003)	23
Figura 4.1 - Mandíbula suína seccionada em serra de fita, tendo o corpo e a porção do ramo separados do restante	50
Figura 4.2 - Hemimandíbulas em desgaste no cortador de gesso, corte do capilar em secção transversal, adaptação do tubo CFlex no capilar e acoplamento deste na peça	50
Figura 4.3 - a. Espessímetro; b. Aparelho de Ultrassonografia; c. Aparelhos e peças citados acima; d. Moto Bomba de aquário comum.....	51
Figura 4.4 - Hemimandíbulas de porco dissecadas	52
Figura 4.5 - Simulador Vascular	53
Figura 4.6 - Simulador vascular e captação dos sinais	53
Figura 4.7 - Mensuração realizada pelo espessímetro.....	54
Figura 4.8 - Medição da espessura do capilar com o espessímetro	54
Figura 4.9 - Ensaio experimental para identificação de sinais	55
Figura 4.10 - Imagens produzidas pelo ultrassom mostrando a captura do sinal Doppler para hemimandíbula 5 e 6 respectivamente	56
Figura 4.11 - Imagens produzidas pelo ultrassom mostrando a não captação do sinal Doppler para as hemimandíbulas 17 e 18 respectivamente....	56

LISTA DE ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
AR	AutoRregressivos
CFlex	Copolímero (tubos macios)
CWT	Trasformação Contínua de Onda (Continuous Wavelet Transform)
dB	Decibéis
FI	Índice de Fluxo Sanguíneo
FRP	Frequência de Repetição de Pulso
FTLE	Trajectoria de Medida Escalar
kHz	Kilo Hertz
LCS	Langrangiana Estruturas Coerentes
LDPE	Polietileno de Baixa Densidade
MHz	Mega Hertz (medida de velocidade)
mm	Milímetros
mmHg	Milímetro de Mercúrio (medida de pressão)
m/s	Metros por Segundo
MPM	Método de Probabilidade Máxima
NAV	Velocidade Nonaxial
PA	Parcial Algoritmo
PEAD	Polietileno de Alta Densidade

PMMA	Polimethylmethacrylate (tubos rígidos)
STFT	Fourier de Curto Tempo de Transformação
TF	Tempo de Frequência
UMI	Ultra Measurement Integrated
US	Ultrassom
USG	Ultrassonografia
VFI	Índice de Fluxo Sanguíneo de Vascularização
VI	Índice de Vascularização

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	20
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	Ultrassonografia	22
2.2	Estudo de simuladores e outros	26
3	PROPOSIÇÃO	48
4	MATERIAL E MÉTODO	49
4.1	MATERIAL.....	49
4.2	MÉTODO	49
5	RESULTADOS	57
6	DISCUSSÃO	62
7	CONCLUSÕES	67
	REFERÊNCIAS.....	68
	ANEXOS	70

1 INTRODUÇÃO

Na prática da clínica, usamos, para fins terapêuticos e de diagnóstico, a ultrassonografia. Trata-se de um recurso imaginológico, com a emissão e captação dos ecos das ondas ultrassônicas, que reproduz imagens, em tempo real, de estruturas, órgãos internos, partes moles e tecidos mineralizados, rede vascular e fluxo sanguíneo.

A ultrassonografia se caracteriza por ser um processo não invasivo (não faz uso de radiação ionizante), é eficaz, causa pouco desconforto ao paciente, de custo acessível e de execução relativamente fácil.

A técnica de ultrassonografia compreende basicamente três modos: modo A: consiste no sistema de coordenadas (tempo x energia) –amplitude; modo B: sistema mais usado para obtenção de imagens do interior do corpo humano ou de animais, emite sinal elétrico amplificado, processado e exibido em escala de cinza, fornecendo a imagem no monitor, em tempo real; e modo Doppler: sistema que fornece informações em relação à arquitetura vascular, direção e velocidade do fluxo sanguíneo. Há no modo Doppler, uma alteração da frequência de onda, devido ao movimento da fonte, tanto do receptor como do refletor, ou seja, quando o objeto, se move, ao refletir as ondas de ultrassom, altera-se a frequência dos ecos, criando uma frequência mais alta se estiver se movendo na direção da onda e uma frequência mais baixa se estiver se afastando dela; assim essa onda poderá ser mensurada como: Duplex (pulsado + tempo real) e Triplex (escala de cores).

O ultrassom tem sido mais utilizado para uma avaliação de tecidos moles, mas também é utilizado em tecidos mineralizados, para a observação do contorno ósseo, análise de sinais de fluxo sanguíneo em estruturas ósseas, soluções de continuidade óssea, alterações das corticais e espessuras ósseas. Neste estudo utilizamos a ultrassonografia como recurso imaginológico, visando, avaliar as diferentes espessuras de cortical óssea mandibular, na exploração da vascularização intraóssea, pelos modos B e Doppler.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 VASCULARIZAÇÃO DA MANDÍBULA SUÍNA (ARTERIAL E VENOSA), FORAMES E OSSO MANDÍBULA

Sisson (1947) descreveu, na região de maxila e mandíbula, a vascularização arterial suína, oriunda dos ramos colaterais da artéria carótida externa, apresentando as seguintes características especiais: a artéria lingual é relativamente espessa e fornece a artéria faríngea, a artéria sublingual, ramos musculares, ramos para o palato, para a glândula mandibular e para a laringe. A artéria maxilar externa é representada por um vaso pequeno, que termina no músculo masseter, que emite ramos para a artéria pterigoidea medial, para as glândulas parótida e mandibular, para os linfonodos da mandíbula, para o músculo masseter (direito e esquerdo), e da expressão facial. Não se estende sobre a superfície lateral da face. A artéria auricular posterior é longa e calibrosa, a qual ascende ao longo da borda anterior do processo mastóide e se ramifica na superfície convexa da orelha externa, emitindo a artéria meníngea posterior, que adentra na cavidade craniana pelo forame mastoideo. A artéria maxilar segue um percurso tortuoso entre os ramos da mandíbula e do músculo pterigoideo ao recesso maxilar e se divide em ramos, infraorbital e palatino. Seus ramos oferecem as seguintes características especiais: a artéria alveolar inferior é calibrosa; os ramos surgem através de quatro ou cinco forames mentuais e toma o lugar da artéria labial Inferior; a artéria meníngea média entra na cavidade craniana pelo forame oval e auxilia na formação de um sistema porta-arterial; a artéria bucal é calibrosa e, em parte, compensa a falta de uma artéria facial; a artéria bucal se ramifica e seus ramos terminais finos se estendem para os lábios; a grande artéria infraorbital se estende ao focinho e substitui a maior parte da labial superior e da nasal lateral em parte: o ramo zigomático compensa em grande parte a ausência das artérias nasal e dorsal; a artéria palatina é pequena. A artéria temporal superficial ascende por trás da articulação temporomandibular e se ramifica no músculo temporal, o qual é pequeno e pode até estar ausente e frontal. Finalmente o auricular anterior e transversal, em que a artéria facial surge

separadamente da artéria carótida externa, que diretamente continua pela artéria maxilar.

Sack, et al. (1982) descreveram os acidentes anatômicos da mandíbula em duas vistas, a caudal e a lateral. Na vista caudal observaram-se: processo coronóide, a cabeça e o colo da cabeça da mandíbula, forame mandibular, os dentes, face medial do forame mental, ângulo da mandíbula e dente canino. Na vista lateral é possível identificar: processo coronoide da mandíbula, cabeça da mandíbula, colo da cabeça da mandíbula, incisura do ramo mandibular, ramo da mandíbula, corpo da mandíbula, mandíbula, alvéolos P1 (anatomia do corpo), alvéolos dos incisivos, forame mental.

2.2 TÉCNICAS DE ESTUDO DA VASCULARIZAÇÃO EM MANDÍBULAS SUÍNAS

2.2.1 Ultrassonografia

Baseado no fato de que as ondas sonoras não são ionizantes, portanto, inócuas aos seres vivos, esse método tem sido usado com frequência para fins diagnósticos e terapêuticos. No âmbito das Ciências Médicas, o ultrassom (som de alta frequência) tem ocupado posição importante entre os mais eficazes métodos modernos de diagnóstico não invasivos. Segundo Biscegli (2003), ultrassom foi caracterizado por ondas sonoras com frequências situadas acima do limite audível para o ser humano (acima de 16KHz): para os propósitos de obtenção de imagens (ultrassonografia) frequências entre 1 e 10MHz eram usadas. Essas ondas eram geradas por transdutores construídos a partir de materiais piezoelétricos. A técnica de ultrassonografia para diagnóstico compreendia basicamente três modos:- modo A (amplitude), modo B (bidimensional) e modo M (movimento). O modo A era o mais simples de operação: os pulsos de ultrassom de curta duração eram enviados por um único transdutor, o qual também funcionava como receptor dos ecos refletidos nas interfaces. (Figura 2.1).

Figura 2.1 - Pulsos de ultrassom enviados por um único transdutor que recebia os ecos refletidos (Biscegli, 2003)

O modo B era o sistema mais usado para a obtenção de imagens do interior do corpo humano ou de animais. Sistemas mais sofisticados permitiam o uso de vários transdutores, multifrequência e inúmeros recursos de pré-processamento da imagem no monitor. (Figura 2.2)

Figura 2.2 - Apresenta um diagrama simplificado de um sistemas de ultrassonografia típico (Biscegli, 2003)

Ferreira e Freitas (2006) realizaram uma revisão de literatura sobre a aplicação da ultrassonografia como recurso de imagens para fins diagnósticos e descreveram que, pela maior compreensão dos princípios do ultrassom e pela evolução tecnológica dos aparelhos, que ficaram mais sensíveis, a ultrassonografia passou a ter um papel mais atuante na área da Saúde: contudo, para os autores, o sucesso da USG não estava somente em conhecer sua dinâmica, mas sim, no saber

interpretar suas imagens. Os autores ressaltaram que os recursos de imagens para fins diagnósticos não vieram para substituir, mas sim, para completar as técnicas radiográficas convencionais.

Segundo Werlang et al. (2006), existiam dois efeitos físicos do efeito Doppler; o primeiro denominado de efeito piezoelétrico, o que recebeu essa nomenclatura devido o fenômeno observado em determinados cristais, que, quando submetidos a deformidades mecânicas (Ex. compressão), transformavam essa energia mecânica em cargas elétricas. O segundo era o efeito Lippmann, designação que recebeu o efeito contrário ao piezoelétrico, ou seja: quando um cristal era submetido a tensões elétricas, sofria deformação mecânica. Se fosse aplicada uma corrente alternada nesse cristal, na primeira metade do ciclo deste, iria haver uma contração e, na segunda metade, uma expansão. Isso desencadearia, no cristal, uma vibração mecânica que seria a mesma da tensão alternada. Esses autores se referiam ao efeito Doppler, como uma mudança percebida na frequência das ondas luminosas e sonoras, devido à movimentação relativa à fonte emissora e / ou do observador, portanto, quando houvesse uma frequência de onda mais curta, teria-se um som mais agudo e, se a frequência de onda fosse mais larga, teria-se um som mais grave. As ondas que estavam se propagando no mesmo sentido tinham uma frequência maior e as que se propagavam no sentido contrário teriam uma frequência menor. Esse efeito permitia calcular a velocidade com que a fonte emissora de onda estava se propagando e a distância em que a mesma se encontrava. Quando usado para fins diagnósticos, o efeito Doppler era obtido, utilizando-se a propagação dos componentes do sangue, através dos vasos sanguíneos como refletores, ou seja, o transdutor emitia ondas sonoras que eram refletidas principalmente pelas hemácias no interior dos vasos. Se essas hemácias se moviam na direção do transdutor, a onda refletida teria uma frequência maior e, se o movimento fosse em direção oposta ao transdutor, as ondas refletidas teriam uma frequência menor. Essa alteração na frequência das ondas era chamada de desvio Doppler; assim, podia-se determinar a velocidade e a direção do fluxo dentro de um vaso e, conseqüentemente, os distúrbios ocasionados pelas doenças vasculares.

Cerri e Oliveira (2008) relataram a história do efeito Doppler, esse fenômeno foi descrito por Chistian Andreas Doppler, em 1841. O efeito Doppler era uma maneira de quantificar a velocidade do movimento relativo, entre uma fonte de um

fenômeno periódico e um observador (seja uma onda eletromagnética, seja uma onda sonora). Doppler considerou corretamente que, quando fonte e observador estivessem se afastando um do outro, a frequência recebida pelo observador seria menor que a efetivamente emitida pela fonte, de maneira proporcional à velocidade de deslocamento relativo. Da mesma maneira, se fonte e observador estivessem se aproximando, a frequência recebida seria maior que a efetivamente emitida pela fonte, como se os ciclos das ondas fossem respectivamente “esticados” ou “comprimidos” com o espaço que variava entre os dois sujeitos. No caso da ultrassonografia, fonte e observador eram um mesmo objeto, o transdutor, sendo observadas as estruturas refletoras móveis dentro do corpo, notadamente, o fluxo sanguíneo. Isso significava que, quando o refletor do pulso ultrassônico estivesse em movimento relativo ao transdutor, o eco recebido teria uma frequência diferente daquela efetivamente gerada pelo equipamento.

Segundo Schmidt (2010), os rápidos avanços na representação de imagens, por meio da ultrassonografia, resultaram não somente dos aperfeiçoamentos constantes dos equipamentos e das novas tecnologias, mas também da ampliação da capacidade diagnóstica. A ultrassonografia com Doppler colorido e os agentes de contraste para essa ultrassonografia, combinados com avanços na padronização de critérios diagnósticos e a definição de diretrizes, levaram a um progresso significativo do diagnóstico ultrassonográfico. Existiam técnicas de ultrassonografia que nos forneciam uma imagem. O modo A, em que as amplitudes dos sinais de eco que retornavam das interfaces teciduais eram apresentadas como uma série de deflexões de amplitude, como em um osciloscópio; o modo B, em que os pulsos ultrassônicos refletidos eram apresentados no monitor, como pontos de brilho variável em proporção a sua intensidade. Dentro dos tecidos, as ondas sonoras eram transmitidas em uma imagem ou um feixe em forma de leque, em que ecos eram refletidos de volta para o transdutor e se encontravam alinhados de acordo com o seu tempo de chegada e o modo M, é a técnica ao longo do tempo, a qual gera um programa que registra o movimento de refletores acústicos, como válvulas cardíacas. Temos também a ultrassonografia com sinal Doppler de onda contínua, sinal Doppler pulsado (onda pulsada), efeito Duplex (Doppler combinado com modo B), o Power Doppler (técnica que demonstra a distribuição espacial do fluxo sanguíneo, mas não determina a direção deste) e o sinal Doppler espectral, que determina o tempo de percurso e a distribuição da

velocidade do fluxo sanguíneo. A ultrassonografia nos permite enriquecer diagnósticos de tumores malignos e benignos, pela valorização que ela proporciona à vascularização. Não existem critérios ultrassonográficos para diferenciar tumores malignos e benignos, provavelmente estarão relacionados à característica do tumor e à alteração da vascularização original deste. Foram feitas várias tentativas para definir critérios de malignidade para tumores, surgindo os padrões de vascularização em tumores benignos e malignos para diferenciá-los.

2.2 Estudos de Simuladores e Outros

Em ultrassom Doppler, o sinal poderia ser usado para o estudo de técnicas de captação de frequência (Jones; Giddens, 1990). O sinal era baseado na física e obtido pela média de um conjunto de números aleatórios gaussianos independentes. Esse sinal estava relacionado com a forma do volume da amostra para o pulso Doppler. Os resultados das simulações comparavam favoravelmente os resultados experimentais do fluxo e foram apresentados como termos da variação do deslocamento Doppler estimado e da forma do espectro de potência com o comportamento dos sinais em relação aos espectros de potência autorregressivos e à utilização potencial do sinal no estudo de técnicas de análise espectral. Na análise dos sinais de ultrassom Doppler, o poder-frequência era uma parte da rotina de procedimentos diagnósticos que envolviam medições de fluxo de sangue. Com o interesse na detecção de perfis de velocidade do sangue e o aumento coerente dos desarranjos de fluxo, foi focada a importância das medições precisas de velocidade do sangue. Embora existiam limites físicos nos aparelhos de ultrassom Doppler, ligados a termos de resolução espacial e ampliação espectral, os pesquisadores sugeriram que o erro na avaliação espectral usada na análise de sinais poderia aumentar a velocidade de avaliação de erro. Em modernas técnicas de análise espectral, como o método autorregressivo e o método de probabilidade máxima, (MPM) ocorreram transformações que foram sugeridas. Estudos experimentais e de simulação foram utilizados para estudar as vantagens relativas desses avaliadores. No entanto, o seu sinal não incluiu as mudanças de fase aleatória que caracterizavam os sinais Doppler. Simulações tinham algumas vantagens sobre as

experiências no estudo das técnicas de análise de sinal. A simulação poderia geralmente ser feita com mais rapidez e com menos gastos, e parâmetros, como a velocidade do fluxo sanguíneo em relação sinal/ruído, poderiam ser facilmente alterados. Além disso, os parâmetros do modelo eram especificados como entrada e precisamente conhecidos. É evidente, porém, que um modelo de simulação deveria incorporar a física correta unida aos sinais Doppler. A física do ultrassom Doppler foi estudada em profundidade. Esse trabalho apresentou uma simulação, na fase aleatória, com variação da amplitude e estava baseado nos efeitos do tempo de trânsito dos sinais Doppler. Resultados da simulação foram comparados aos sinais experimentais em termos de espectro e das densidades de probabilidade. Os comportamentos da simulação de análise espectral autorregressiva foram também investigados. Os resultados da simulação foram comparados com os sinais experimentais de fluxo uniforme constante laminar, com resultados favoráveis. Além disso, a concordância qualitativa entre os segmentos do sinal simulado e experimental e a concordância quantitativa entre os espectros, as expectativas de velocidade e a densidade de probabilidade foram também ilustradas. A forte influência dos efeitos do tempo de trânsito causaram erros na estimativa da velocidade ultrassônica encontrada. O modelo estudado representou adequadamente os sinais experimentais. Poderia ser usado para estudar os efeitos de diferentes técnicas de processamento sobre a capacidade de extrair informações de velocidade. Efeitos de diferentes técnicas de estimação espectral, filtragem amórfica e relação sinal/ruído poderiam ser facilmente estudados com esse modelo, que deveria agora ser alargado a mais condições de escoamento complexo, tais como as regiões de cisalhamento, o fluxo pulsátil e turbulência.

Wendling et al. (1992) realizaram uma simulação em ultrassonografia modo Doppler, em fluxo sanguíneo pulsátil, uniforme, laminar e constante em que incluíram as características aleatórias introduzidas pela dispersão das partículas que entravam e saíam, usando um volume de uma amostra em tempos indefinidos e, transformadas em técnicas de análise espectral autorregressiva, foram usadas para comparar os sinais simulados de Doppler com sinais coletados em um fluxo sanguíneo de espectros com diferentes configurações. Os desvios-padrão dessas estimativas de frequência Doppler serviram como padrões de comparações. Esses resultados mostraram que o modelo de simulação gerou sinais de quadratura realista. O estudo melhorou a compreensão da física do processo Doppler,

mostrando que ele poderia ser modelado em condições de escoamento ou circulação complexa. Os parâmetros Doppler de entrada da simulação dependiam dos instrumentos, das características de fluxo, permitindo assim que fosse realizada a simulação com o uso de um transdutor, para que o estudo e aplicabilidade das técnicas de análise de sinal do ultrassom Doppler fossem conseguidos. Portanto, em uma simulação realista, sinais de Doppler eram selecionados sob o respaldo da física e simularam os pulsos obtidos a partir de uma circulação pulsátil, de fluxo não uniforme, podendo ser gerado a partir de um onda de velocidade de entrada do fluxo. Parâmetros importantes, tais como o tamanho do volume da amostra, o padrão e a relação sinal-ruído, poderiam ser alterados facilmente. No presente trabalho, as características do dispositivo Doppler (tais como a forma, tamanho, o volume da amostra, a frequência, o tempo de repetição do pulso e o feixe) foram utilizadas para simular o sinal Doppler. Isso foi aplicado ao transdutor. Um sinal Doppler poderia ser obtido por diferentes parâmetros sem a necessidade de construir um protótipo. Cada parâmetro podia ser variado e ter sobre o sinal Doppler resultante uma influência específica que poderia ser estudada de modo a se tornar um bom projeto, em que os sinais simulados também poderiam ser usados no estudo de técnicas de análise espectral, avaliando mais precisamente a capacidade de técnicas de processamento para extrair informações de velocidade. O modelo deveria ser prorrogado para dar conta da atenuação dependente da frequência e da interação do espalhamento de ultrassom sobre a taxa de cisalhamento de sangue. Também seria interessante estendê-lo para escoamentos turbulentos; em que essa extensão exigiria uma nova modelagem teórica, e o modelo estudado seria baseado em trajetórias de partículas em linha reta dentro do volume da amostra. A extensão era difícil porque as condições do fluxo turbulento eram difíceis de ser simuladas. No entanto, esse estudo forneceu informações sobre a interação dos dois processos estocásticos (cálculo da probabilidade), de turbulência e de difusão do ultrassom, tendo assim um valor clínico, pois a turbulência foi encontrada numa série de situações patológicas que apresentavam escoamentos turbulentos.

Gateano et al. (1993) pesquisaram e avaliaram a acurácia do ultrassom na determinação da posição da cabeça da mandíbula e encontraram uma especificidade e sensibilidade de 95%. Fizeram algumas avaliações e concluíram que a ultrassonografia era um método eficaz para a confirmação da localização da cabeça da mandíbula. Ressaltaram que a ultrassonografia era conveniente na

avaliação de tecidos moles, mas tinha uma pobre penetração nos tecidos ósseos; os autores justificaram, afirmando que, nas superfícies de tecidos moles, todo o som era refletido de volta para o transdutor, contudo, para uma avaliação óssea, o ultrassom poderia ser aplicado somente como avaliação da margem óssea.

Rickey et al. (1995) avaliaram um vaso “fantasma”, formado por paredes de baixa qualidade, eliminando assim problemas de alto coeficiente (algarismo que mostra o grau da potência de uma certa quantidade) de atenuação (com fragilidade) e impedância (coeficiente de tensões, eficaz pela intensidade de uma corrente alternada), com deficiência em defasagens, ou seja, divisão de dois fenômenos alternativos da mesma frequência, associados com os plásticos e borrachas, que normalmente eram usados para fazer vasos “fantasma” vasculares. A simulação consistia de um preenchimento com um tecido de Agar - base e celulose que foi usada para espalhar partículas, ao invés de grafite denso usado por outros autores. Usou-se o glicerol para variar a acústica da velocidade, pois assim se reproduziu o tecido, permitindo que a mistura de Agar-base fosse aquecida sem dificuldades. Também foi imitado o sangue a partir de água destilada, com fluido de corte e espalhadores de nylon. O coeficiente de atenuação do tecido simulado possuía uma dependência da frequência, que foi um pouco maior do que um tecido normal. Quando se trabalhar com uma parede inferior de um vaso “fantasma”, ocorria uma distorção quando submetido ao instrumento de Doppler, devido à atenuação aumentada, pois a parede era de látex. Assim, quando foi simulado o fluxo e este estivesse passando em vasos altamente atenuantes (mais debilitados), cuidados deveriam ser tomados para garantir que as medições Doppler não fossem distorcidas pelo material da parede. Por isso, recomendou-se que um vaso “fantasma”, de parede inferior, fosse usado para eliminar os artefatos introduzidos pela elevada fragilidade ou enfraquecimento das paredes desses vasos.

Wang e Fisch (1996) efetuaram uma simulação, de tempo variado, incorporando sinais Doppler. A variação de energia foi usada para comparar um número de técnicas de análise de sinal, com objetivos de melhorar a precisão da velocidade de onda convectiva (processo de propagação de calor que é visto nos líquidos e gases), ampliando assim o sinal espectral e estimativa do vórtice (turbulento ou alojamento de uma lesão invasiva). Para isso, foram investigados alguns parâmetros de análise para observar a duração da janela (entrada), AR (autorregressivos) e da ordem do modelo. Os métodos escolhidos nesse estudo

foram: STFT- Fourier de curto tempo de transformação; AR - autorregressivo (estimador de covariância, ou seja, era o significado estatístico, que seria a média dos produtos dos termos homólogos de duas variáveis centradas); TF – o tempo de frequência e o PA - parcial algoritmo. Apurou-se que, em todos os métodos, podia-se estimar a velocidade de onda convectiva e todos os processos não-clássicos foram usados. Um avanço em relação à STFT para estimar a largura da parede do vaso com o método PA com o menor erro possível. Para medir o vórtice, foram utilizados parâmetros que foram ótimos para a frequência média e para estimativa da largura da parede, tendo o AR fornecido os melhores resultados em comparação com o STFT. A técnica Doppler pulsátil estava se tornando uma ferramenta importante para o diagnóstico não invasivo de doenças, para investigação das condições de fluxo em locais com tendência a ateromas (doenças de degenerescência gordurosa da túnica interna das artérias). Quando se estiver de frente com uma lesão invasiva de um vaso, os vórtices de turbulência seriam criados, e estes poderiam ser usados como base para a detecção e quantificação das lesões. No entanto, a capacidade de um instrumento de Doppler pulsátil de medir as características de fluxo sanguíneo era independente, não somente sobre as propriedades físicas, mas também sobre a técnica de análise de sinais Doppler empregados. Por isso, era útil comparar o desempenho de vários métodos de análise de sinais. A doença arterial afetava a onda de velocidade, que podia ser estimada a partir da mudança de média ou máxima frequência Doppler e daria origem à turbulência, levando à ampliação do espectro. Um vórtice, ou seja, um alojamento de uma lesão invasiva, passando pelo volume da amostra de um instrumento de Doppler pulsátil, deu origem a sinais transitórios, que poderiam dar mais informações de diagnósticos para a doença aterogênica. Portanto, o Doppler algoritmo (processo de cálculo) de análise de sinais utilizados tinha alta precisão para estimação da frequência média ou máxima, pois possuía alta sensibilidade para detecção de distúrbios de turbulência induzida por alargamento espectral. O sinal Doppler era o método não-estacionário e convencional de análise desse sinal em que se usava o STFT - rápida transformação na entrada sequencial ou sobreposição de dados segmentados num determinado tempo, a fim de monitorá-lo, variando a densidade espectral. Essa abordagem possuía limitações em relação ao tempo e em relação à frequência, decorrentes das entradas e do pressuposto razoável de ficar estacionário o sinal ao longo do ciclo cardíaco. Considerado um estimador de

movimento, com a presença de filtragem demonstrou ter um bom monitoramento de sinais simulados e reais de vórtice Doppler. Foi reconhecido que a necessidade de maior resolução na estimativa de largura espectral e detecção de vórtice com o auxílio à detecção da doença não era conhecida. No entanto, o uso do ultrassom Doppler pulsátil no inquérito do detalhe das condições de escoamento em cruzamentos dos vasos e sua relação com a hiperplasia íntima estava bem estabelecido e foi nessa área que foi importante a utilização dos resultados apresentados nesse estudo.

Dabrowski et al. (1997) avaliaram e simularam técnicas de imagens em ultrassom e angiografia. Para reproduzir a vascularização, o tecido circundante, o sangue, os materiais deveriam cumprir requisitos específicos com relação ao raios-X e com propriedades acústicas (velocidade e também de ação frágil). No passado, os pesquisadores usavam em suas simulações, uma variedade de modelos de vasos, incluindo tubo de paredes tipicamente de látex e vasos sanguíneos “fantasma”, obtida por meio de modelagem do lúmen em um bloco de Agar, em que os modelos se aproximavam mais dos vasos sanguíneos humanos, para a execução da simulação. A geometria desses vasos era exata, bem como as características patológicas, tais como placas e calcificações. Nesse trabalho estudos inconvenientes foram feitos para superar estudos anteriores e foi descrito um vaso sanguíneo “fantasma” real, submetido ao ultrassom e aos raios-X. O vaso sanguíneo “fantasma” era composto por uma caixa de acrílico preenchida com Agar contendo formol-aldeído, apresentando uma secção ou um corte vertical de um vaso de um ser humano (real, obtido de autópsia), encaixado em dois tubos de acrílico. Foi avaliado esse vaso sanguíneo “fantasma” por comparações das imagens obtidas com raios-X para angiografia, tomografia computadorizada e ultrassonografia tridimensional Doppler, em que imagens mostraram uma boa analogia global, ou seja, mostraram uma relação de semelhança entre objetos diferentes, com base na localização das características geométricas do vaso sanguíneo “fantasma”, tais como a luz, placas e calcificações. Discrepâncias, artefatos e dificuldades ocorreram, mas foram inferiores e foram discutidas. A utilização na simulação de um vaso real, com sua geometria natural e patológica, tornou o estudo mais coerente para avaliação de recursos de imagens para fins diagnósticos, incluindo a radiografia de projeção da imagem refletida, tomografia computadorizada e ultrassonografia Doppler, podendo estender-se para a ressonância magnética.

Korte et al. (1997) descreveram uma técnica para medir o local de resistência da parede de um vaso, usando o ultrassom intravascular. Foram obtidas imagens de vasos em estado de rigidez em algumas regiões. Essas imagens foram reunidas utilizando deslocamento, relacionando o local e foram avaliadas a partir das mudanças de tempo entre sinais de eco, que foram adquiridos em dois níveis de pressão intravascular. Os tempos de variação foram estimados pela correlação unidimensional com interrupção em torno do pico. Tecidos “fantasma”, que imitavam a morfologia típica e a descrição anatômica (topológica) de resistência de alguns vasos com aterosclerose, foram construídos nesse estudo. Algumas regiões com mais resistência (rígidas) e outras regiões com menos resistência (flexíveis) podiam ser distinguidas pela imagem do vaso no estado de rigidez, independentemente de sua compensação na ecogenicidade. O potencial das imagens de ultrassom forneceu, nesse estudo, informações sobre a dureza, que podiam ou não estar disponíveis a partir de um só programa, como foi demonstrado. Alguns programas obtiveram imagens de vasos “fantasma” com camadas homogêneas, mostraram alguns artefatos que precisavam ser corrigidos para a obtenção de imagens pelo diâmetro do vaso, relacionado com a sua elasticidade. Em doenças como aterosclerose, a resolução espacial da técnica deveria ser improvisada, e duas técnicas de correlação bidimensional poderiam ser necessárias: uma em caso de expansão radial central (cateter) e outra na posição fora do centro (cateter). Existiam vários cateteres vasculares baseados em técnicas intervencionais para o tratamento de doença aterosclerótica (dilatação dos balões, próteses, etc.), esses procedimentos eram predominantemente de natureza mecânica, e o resultado da intervenção foi largamente influenciado pela morfologia e composição de uma placa ateromatosa, que era a causa principal da doença. A identificação dos tipos de placas estava associada com a dissecação, fraturas ou complicações e podia fornecer uma justificativa para a seleção do dispositivo de revascularização alternativa. Com a ultrassonografia intravascular, tornou-se possível estudar a morfologia da placa, no entanto existia distinção entre alguns tipos de placas, ficando assim difícil o estudo pelo ultrassom. Usando o ultrassom intravascular, placas calcificadas foram corretamente classificadas na maioria dos casos: por outro lado, placas de lipídios (mistas – com tecido fibroso, lipídios, calcificação, etc.) não eram tão facilmente identificadas. Em lesões com baixo módulo de elasticidade, a resposta foi simples como em uma angioplastia, pois esta era relativamente macia e

elástica, recuperando a forma de dilatação. Portanto, o conhecimento sobre as propriedades locais e a mecânica da placa poderia ser uma ferramenta útil para identificar o procedimento mais adequado e eficiente em uma intervenção. Nesse estudo, foi investigada a possibilidade das propriedades mecânicas do tecido intravascular, por meio do ultrassom, em que tecidos “fantasma” (flexível e rígido) foram simulados, usando o método de *scanners* modificados, que foram investigados e alguns artefatos inerentes a essa técnica foram descritos. Assim, ficou concluído que essa técnica foi proposta para medir a dureza local da parede de um vaso. Foi desenvolvido um método para imitar um tecido com diferentes graus de dureza e morfologia dos vasos ateroscleróticos. A viabilidade dessa técnica foi demonstrada através de vasos “fantasma” que imitavam o tecido, recebiam placas duras e macias, e foram tiradas imagens pelo ultrassom intravascular, que mostrava o potencial dessa imagem quanto a sua dureza, obtendo assim informações conclusivas e disponíveis por meio do aparelho.

Segundo Petrick et al. (1997), poderia existir um efeito chamado de eco-reforço (microbolhas), que iria melhorar a confiança diagnóstica em pacientes com sinais deficientes no ultrassom no modo Doppler. No ensaio clínico desse trabalho houve casos isolados em que velocidades de fluxo máximo dos espectros Doppler pareciam ser maiores que a velocidade no espectro de referência. Levantou-se assim a preocupação de que o eco-reforço poderia dar uma falsa indicação no fluxo máximo da velocidade. Esse estudo investigou uma associação sistemática ou contínua entre o eco-reforço e a mudança de velocidade existente. O método estudado foi aplicado pela simulação de um fluxo pulsátil em vasos sanguíneos “fantasma”, que simulavam a elasticidade e a atenuação ou debilitação acústica do tecido extravascular. Foi utilizado para comparar o reforço dos espectros Doppler com a precisão das condições de fluxo reprodutível. Os experimentos foram realizados com atenuação sonora variada e avaliados com o *software* de análise espectral específica que incluía uma ferramenta especial de média. O resultado obtido foi que o reforço do sinal de Doppler, em 16-31db, e os espectros de potência melhorada apresentaram distribuição idêntica de densidade de potência espectral, em todas as condições de fluxo, chegando assim à conclusão de que o eco-reforço, comparado com a medição da velocidade de fluxo Doppler, foi insuficiente, pelas medições das provas simuladas.

Ryan e Foster (1997) desenvolveram um estudo pelo ultrassom para obtenção de imagens latentes (ocultas), no intravascular. O material simulador, ou “fantasma”, foi construído a partir de uma matriz gelatinosa reticulada, para que partículas de sílica amorfa (sem forma determinada) fossem adicionadas. As propriedades ultrassônicas (velocidade do som), a atenuação dependente da frequência e do coeficiente do material simulado foram caracterizadas em 42MHz e corresponderam às medições “*in vitro*” do tecido arterial humano. A propriedade mecânica dos vasos “fantasma” da simulação dependeram da concentração controlada de um tipo de gelatina utilizada no estudo. Experimentalmente foram encontrados valores no módulo de elasticidade circunferencial dos vasos “fantasma” rígidos e flexíveis, fornecendo uma boa concordância. Os valores de pressão, relatados na literatura em artérias de humanos e de animais, foram até 100mmHg, portanto os vasos simuladores eram modelos adequados para o uso no desenvolvimento de novas aplicações de ultrassom intravascular, para a avaliação da elasticidade da região estudada. Para esse estudo, foi sabido que as artérias saudáveis possuíam três camadas: a camada interna ou íntima (tecido conjuntivo), a camada externa ou adventícia (formada por uma rede de tecido conjuntivo e rica em colágeno) e a composição dos meios de comunicação ou a camada média, que variava com o tipo de artéria, e essa composição das diferentes camadas dava origem a uma variação significativa nas propriedades de dispersão, em que o fator mais importante nesse estudo foi o componente de elasticidade da artéria, e os módulos de elasticidade foram medidos nesse trabalho e se assemelhavam aos valores medidos em humanos e animais. Esses vasos simulados também foram expostos a variações lineares de diâmetro, com vínculo em pressão, ao contrário de tecidos arteriais, que se tornam muito mais rígidos em altas pressões devido ao carregamento (peso) da matriz de colágeno na camada adventícia arterial. Como os módulos (unidade que serviu de medida nesse estudo) foram medidos nos vasos simulados, que se assemelharam aos tecidos das artérias humanas e animais, sobre a extremidade inferior da escala de pressão fisiológica, que foi de 100mmHg, os vasos simulados eram adequados para investigar o deslocamento intravascular (localizado) e também medições de tensão, obtendo assim imagens pelo sistema de ultrassom.

Os pesquisadores Steel e Fish (2002), por meio de simulações, geravam fluxos sanguíneos “fantasma”, empregando tubos plásticos que imitavam os vasos sanguíneos. Esses tubos possuíam propriedades acústicas significativamente diferentes de tecidos humanos e animais. Verificaram que líquidos que imitavam o sangue, resultavam em distorções de campo da pressão acústica dentro dos tubos plásticos (fluxo Doppler: os espectros eram alterados). Em análises anteriores que causassem esse tipo de problema, foi usada alguma forma de transmissão, como uma placa de coeficiente infinita, com uma interface cilíndrica, de espessura zero. Nesse trabalho foram comparados campos de pressão aproximada, com uma solução fiel para uma incidência oblíqua, em um cilindro visco-elástico de 5MHz, encontrando-se uma placa mais válida, ou seja, que mais se aproximava do material humano e animal. Outro estudo foi realizado com água por dentro e por fora (podia-se usar também algum outro fluido diferente), e foi encontrada uma placa razoável para tubos macios, tais como o copolímero CFlex e outra placa para os tubos rígidos, tais como o polimetilo (PMMA). Um dos problemas que não foram resolvidos em simulações de fluxo sanguíneo “fantasma” para gerar sinais Doppler dependia do tipo de tubo utilizado. O ideal seria que encontrássemos um tubo acusticamente similar a uma parede de um vaso sanguíneo humano ou animal, que fosse bem adaptado ao tecido circunvizinho e ao sangue, que iria fluir no seu interior. Em contrapartida, alguns tubos que, no passado, foram utilizados para fluxo “fantasma”, foram muitas vezes mal acompanhados, resultando assim em graves distorções no campo da pressão e acompanhadas pela mudança de direção (como um raio que se propaga através da parede). No trabalho descrito, a precisão do método da placa múltipla para o cálculo da distribuição da pressão no lúmen do tubo (melhorada, incluindo a onda de cisalhamento, de absorção, reflexão e múltipla) foi avaliada por meios comparativos de resultados obtidos. Esse método, comparado com o outro, contendo uma solução completa, com equações visco-elásticas, em um reservatório cilíndrico com gasto de insonação, foi considerado o mais preciso, pois incluía a todos os efeitos significativos e indicativos dos limites, gerando melhores sinais de Doppler.

Para Thurmuler et al. (2002), o ultrassom tinha muitas vantagens, tais como: não apresentava artefatos causados pelos metais; a possibilidade de mensuração; avaliação do acúmulo de fluidos ao redor de tecidos moles; detecção precoce de neoformação óssea; possibilidade de detectar defeitos na ossificação; avaliação

acurada da maturidade óssea. Porém, os autores citaram que as características do tecido ósseo sadio eram pobremente observadas, por meio da ultrassonografia, por apresentarem um córtex denso, não permitindo assim a penetração das ondas sonoras; contudo a neoformação da camada cortical permitia a transmissão das ondas sonoras, possibilitando assim que o exame ocorresse.

Bialek et al. (2003) realizaram um estudo, com o intuito de provar que o ultrassom poderia ser utilizado como método de detecção de afecções ósseas, na região da mandíbula. Nesse trabalho, os autores apresentaram dois casos de pacientes com cistos mandibulares, que foram detectados primeiramente pelo ultrassom, depois confirmados pelo exame histopatológico e, a seguir, por meio de radiografias convencionais.

Jensen (2003) apresentou um método para avaliar a velocidade direcional, investigando uma série de medidas e de equipamentos de fluxos. O método utilizava a formação de um feixe, ao longo da direção de fluxo para gerar dados, e a magnitude da velocidade correta poderia ser estimada diretamente a partir da mudança na posição dos sinais consecutivos, recebidos por intermédio de um transdutor. A mudança foi encontrada por cruzes relacionadas ao feixe e formando linhas no aparelho de ultrassonografia. Na abordagem, a velocidade foi encontrada em qualquer direção transversal ao feixe de ultrassom tradicionalmente emitido. O método foi investigado por meio de uma sonda de fluxo, com uma velocidade máxima de 0,15m/s e um transdutor de 64 elementos, simultaneamente. Uma outra técnica testada com um transdutor, para a obtenção de dados de 128 elementos foi usada em multiplexação (ramificações de vasos sanguíneos). Nesse trabalho, os dados do feixe foram formados fora da linha em PC. Um desvio padrão relativo de 1,4% pôde ser obtido por uma sustentação com um ângulo de fluxo, fornecendo imagens coloridas, que foram exibidas mostrando que a magnitude da velocidade correta poderia ser obtida com o método do feixe de fluxo de ângulos de 60 e 90 graus com uma precisão de 3-4% (resultado do estudo). Assim ficou concluído que essa investigação experimental por esse método poderia avaliar se a velocidade direcional estava presente. Esse esquema poderia ser utilizado em um feixe tradicional, transmitindo a velocidade ao campo e dando um desempenho satisfatório com a norma matriz de transdutores lineares, em que vários gráficos para o desempenho da abordagem foram formados. Ficou também demonstrado

que uma matriz linear colorida mostrou a imagem do mapa de fluxo, a qual pôde ser obtida com maior precisão, para uma velocidade puramente transversal.

Stell e Fish (2003) estudaram simulação de pressão e de volume numa amostra com ultrassom Doppler pulsátil, numa faixa de sensibilidade contínua em tubos típicos, usados em simulação “fantasma”. O feixe vascular percorreu riscos e acidentes em vasos “fantasma”, num reservatório cilíndrico, passando por ângulos e alguns desvios. Foram testados três tubos de uma amostra de copolímero CFlex, cercados por água com espuma: 1-Polietileno de baixa densidade (LDPE); 2-Polietileno de alta densidade (PEAD) e 3-Polimethylmethacrylate (PMMA). O feixe de pressão que incidia foi de 5MHz, com uma largura de 6dB e 1mm no foco lateral, foi usado um transdutor de aceleração de pulso de superfície com desvio padrão de propagação de 1us com 10mm de diâmetro externo e 8mm de diâmetro interno. Os resultados sugeriram que o tubo de PMMA possuía mais sensibilidade de volume na amostra do estudo, pois este era mais estável do que os tubos geometricamente mais suaves ou macios, os LDPE. O fluxo “fantasma” foi utilizado em ultrassom com Doppler para testar equipamentos médicos (teste comercial) e para fins de pesquisa de um fluxo vascular, que passaria por canais ou tubos cilíndricos, e rodeado por um meio líquido ou viscoso, destinando-se a imitar o tecido e o sangue fluindo no interior dos vasos. O trabalho dos autores acima citados foi importante para a observação do melhor material de transmissão de fluxo numa simulação, podendo selecionar o melhor dos três tipos de tubos (LDPE, PEAD e PMMA), para serem utilizados em simuladores de fluxo Doppler, com a participação de duas ondas: a onda de cisalhamento e a onda longitudinal.

Em uma avaliação dos tecidos periodontais, em mandíbulas suínas, feita com o auxílio da ultrassonografia, usando um transdutor de 20MHz, os pesquisadores Tsiolis et al. (2003) compararam medidas transgengivais, por uma sonda periodontal. O ultrassom permitiu a observação de estruturas periodontais importantes e também forneceu valores mais fiéis quando comparado com o exame histopatológico. Os autores descreveram, também, que a ultrassonografia estava sendo muito usada para auxiliar no diagnóstico, na área médica em suspeitas de recidiva de tumores malignos.

Thompson et al. (2004) estudaram a distribuição de intensidade acústica, em volta e dentro dos vasos longos de secção transversal não circular; nesse estudo

foram investigados por parâmetros típicos de ultrassom os vasos sanguíneos (Doppler). Nesse estudo foi desenvolvido um método para encontrar o campo acústico, quando uma onda plana uniforme fosse obliquamente incidente numa longa interface de impedância, não necessariamente cilíndrica. Os resultados foram apresentados para as veias de secção transversal, não circular, e nas veias grossas de paredes com espessura não uniforme. A intensidade das imediações do vaso, ao longo do lúmen e na parede, foi calculada para as escalas de comprimento intermediário, ou seja, o raio e espessura da parede do vaso no intervalo 1-10 de comprimento de onda. A distribuição da intensidade de interferência foi padrão, assim, em regiões mais complicadas, a intensidade poderia aumentar e diminuir. Esses resultados foram comparados com a intensidade aproximada, usando a teoria dos raios. Efeitos não previstos pela teoria dos raios e variações de intensidade foram importantes para a investigação ultrassônica. O ultrassom foi usado para construir imagens ou medidas de movimento em uma ampla gama de aplicações médicas. Os objetivos da investigação envolviam geralmente uma estrutura de simetria cilíndrica com uma conduta contornada. Em simetria, foi uma aproximação adequada das propriedades físicas de interesse para saber a variação lenta, ao longo de uma direção tomada no eixo cilíndrico, em secção transversal circular assumida pela simplicidade. Em muitas instâncias, a secção transversal poderia ser melhor quando aproximada por uma forma geométrica, relacionada com uma eclipse ou, mais realisticamente, poderia haver uma deformação localizada em um setor de uma secção de outra forma quase circular. Essa situação comumente ocorreria em ultrassom das artérias, com estudos de Doppler de fluxo sanguíneo (dentro do lúmen do vaso). Na doença vascular, uma sequência complicada de eventos alterava as paredes dos vasos sanguíneos, onde numa simetria circular o sinal era perdido, desde os primeiros estágios da doença, ocorrendo o espessamento do vaso, assim estando frente a estágios avançados. O objetivo desse trabalho foi investigar a distribuição de intensidade acústica no interior e no exterior de um vaso de comprimento, cuja secção não precisava ser necessariamente circular, com o feixe insonado orientado de forma arbitrária no que diz respeito ao eixo do vaso e da secção transversal deste. O método utilizado para encontrar o campo acústico foi o da expansão em série de Fourier Bessel. A intensidade de fluxo foi calculada a partir do campo acústico sem introdução ou aproximação de uma onda exata, em contraste com os resultados obtidos por uma aproximação com uma gama de raios

diferentes em relação ao comprimento de onda do ultrassom. Nesse estudo foi desenvolvido um método para encontrar um campo acústico, ao longo do vaso de paredes espessas em que a secção transversal não fosse circular. A intensidade exata poderia ser encontrada nas proximidades do vaso, ao longo do lúmen e na parede. Padrões de intensidade de fluxo complexo foram previstos para os parâmetros típicos de ultrassom Doppler, em que as escalas de comprimento eram intermediárias.

Segundo Zhang et al. (2004), a técnica de ultrassom modo Doppler foi amplamente utilizada para detectar o fluxo sanguíneo em artérias humanas e artérias de animais, ajudando o diagnóstico das doenças arteriais e complementando-o. A principal limitação da técnica foi a necessidade de remoção da alta amplitude, em sinais de baixa frequência, decorrentes da pulsação nas paredes arteriais e tecidos circundantes, para analisar os sinais de menor amplitude do fluxo sanguíneo. Convencionalmente, esse processo passava por um filtro que variava de 200Hz para 5MHz no instrumento de Doppler. Felizmente esse filtro também removeu o sinal de movimento lento do sangue, comprometendo a detecção e medição do fluxo sanguíneo lento perto da parede arterial, na presença de estenoses (alta qualidade). Uma vez que a velocidade do sangue era alta durante a sístole, a parede que estava acometida, poderia ser filtrada no espectrograma do aparelho, removendo assim a amplitude, ou seja, a alta frequência naquele tempo. Esse método funcionava bem quando havia uma separação clara entre o sangue e os sinais da parede, quando analisados tempo e frequência. No entanto, quando o fluxo possuía velocidade baixa, tinha-se uma frequência do sinal Doppler no sangue também baixa, logo era difícil ou impossível separar os dois sinais por esse método. Assim a proposta desse trabalho foi uma abordagem para a remoção de batidas fortes na parede do vaso (pelo sangue), havendo uma perda mínima do sinal baixo do fluxo, o que oferecia assim mais oportunidades de investigação do baixo fluxo sanguíneo nessa região. Foi utilizada a CWT para calcular a representação da escala de tempo. Foi separada a parede que apresentava o problema com sinal de fluxo sanguíneo de amplitude alta, em que os coeficientes de onda foram removidos em grande escala. Como citado anteriormente, o método simples de alta filtragem removeu os componentes de baixa frequência, sem qualquer seletividade, e erros induzidos ao longo do ciclo ocorreram nesse trabalho. No entanto, a resolução de frequência funcionou muito

bem para o sinal que se deslocava lentamente, espalhando-se e proporcionando maiores oportunidades, para se observar os diferentes sinais da parede e do fluxo sanguíneo pelo método Doppler.

Na prática clínica, a velocidade estimada do sangue do exame Doppler normalmente era diferente entre segmentos vasculares retos e curvos (Balbis, et al., 2005), e onde alguns distúrbios podiam realmente estar muito relacionados a efeitos físicos, como curvatura de vasos (o desenvolvimento do componente da velocidade Nonaxial – NAV e da propagação da axial, que foi a direção do volume da amostra do Doppler no que diz respeito ao eixo de insonação). Os fenômenos mais importantes dependiam do raio de curvatura dos vasos e do ângulo de insonação, que foram investigados, por um raio geométrico do vaso, mais próximo possível ao ambiente clínico, levando em conta as hipóteses simplificadoras de fluxo constante (suave), curvatura do vaso, feixe ultrassônico uniforme e completa insonação do vaso. Os ângulos de insonação que minimizam os erros foram apresentados na base de resultado do estudo. Esse estudo enfatizou o ultrassom Doppler (US), que foi utilizado para avaliar distúrbios circulatórios nos grandes vasos sanguíneos, onde índices clínicos e velocidades estimadas eram extraídos dos espectros Doppler, que eram afetados pela condição de sua geometria de configuração 3-D (procedimento e processamento de dados do equipamento). A geometria das estruturas vasculares podia afetar os resultados clínicos, que eram bem conhecidos nos casos dos vasos com estenose ou vasos aneurismáticos (vasos curvos). Muitos vasos, tanto em situações fisiológicas como patológicas, apresentavam curvaturas com exibição não elegível, por exemplo, o arco da aorta, em que as artérias carótidas eram normalmente curvas e também em outros vasos cerebrais que apresentavam curva (doença-artrose cervical). Os médicos, por vezes, tinham dificuldade em investigar segmentos curvos, em que ocorriam mudanças bruscas de velocidade (aceleração do fluxo sanguíneo) e eram frequentemente observados nas curvaturas dos vasos. Dois motivos principais podiam explicar a velocidade em vasos sanguíneos anormais (curvos): 1 - a direção do fluxo axial não era constante, mesmo no segmento de um vaso curto atravessado pelo feixe US (num determinado intervalo); 2 - as forças centrífugas desenvolviam e davam origem a NAV, que eram componentes que geravam duas recirculações (esse processo poderia ser integralmente descrito de forma matemática). Nesse trabalho de simulação, foi usada a ultrassonografia tridimensional 3D do Doppler com insonação de fluxo

contínuo em um tubo rígido curvado, tendo como objetivo avaliação do impacto da curvatura de vasos (investigações Doppler). Os resultados foram pouco válidos para veias curvas somente, pois os fluxos de equilíbrio eram considerados vasos, com um raio de curvatura muito maior que o de um raio em que a curvatura não fosse muito acentuada, assim o trabalho ainda continuava em andamento, estudando artérias com curvatura severa.

Nesse trabalho Alderliesten et al. (2007) estudaram um algoritmo (processo de cálculo), para simulação de intervenções vasculares minimamente invasivas. A contribuição do trabalho foi duplo. Primeiro, o algoritmo foi estendido para permitir a modelagem de forma arbitrária com um fio-guia, que também requeria a modelagem de rotação, com uma ação que poderia ser executada sobre o fio-guia. Também o atrito entre o fio-guia e a vascularização foi modelado e desenhado logo após a instalação experimental, comparando as posições simuladas com a posição real do fio-guia, que foi avaliado em ultrassonografia Doppler 3D e com imagens de raios-X de rotação em experimentos “fantasma”. Esse estudo de avaliação quantitativa ainda não tinha sido apresentado antes.

Segundo Dangore et al. (2008), foi válida a eficácia da ultrassonografia com Doppler colorido para diferenciar lesões benignas e malignas dos gânglios linfáticos cervicais. O método que usaram foi: entre um período de 12 meses, 100 pacientes não tratados, com evidência clínica de linfadenomegalia cervical, foram avaliados por meio da ultrassonografia Doppler colorido, em que 50 pacientes possuíam suspeita clínica maligna e com metástases e 50 pacientes apresentavam suspeita clínica benigna. A ultrassonografia foi realizada nos gânglios linfáticos cervicais desses 100 pacientes. Confirmações histopatológicas foram obtidas por biópsia aspirativa por meio de agulha muito fina ou por biópsia excisional. Em todos os pacientes foi realizada a ultrassonografia Doppler colorida com posterior confirmação histopatológica. Tiveram como resultados que a correlação e padrões de sinais de Doppler com diagnóstico patológico mostraram que, quando possuísem fluxo central, eram lesões benignas e, quando possuísem fluxo periférico, eram lesões malignas, esses parâmetros foram altamente significativos na estatística do estudo. Ficou concluído que o método que utilizou a ultrassonografia com Doppler colorido era importante para o estudo da vascularização nodal benigna e maligna, proporcionando a oportunidade de eliminar a necessidade de biópsia (intervenção cirúrgica) nessas lesões.

O ultrassom tridimensional (3D) estava sendo usado cada vez mais para adquirir e quantificar dados Doppler na prática clínica (Fenning et al., 2008). Um pacote de *software* calculava três índices em ultrassom tridimensional (3D) vascular: -índice de vascularização (VI); - índice de fluxo sanguíneo (FI) - índice de fluxo sanguíneo de vascularização (VFI). O objetivo desse trabalho foi o de avaliar como as diferentes configurações afetavam o sinal Doppler, em termos de sua quantificação por esses índices acima citados, dentro de um conjunto de dados do ultrassom tridimensional (3D). O método usado nesse estudo foi um simulador dirigido por um computador e usando continuamente uma bomba de sangue, de nylon, com partículas de Orgasol ITM (imitando as hemácias), em torno de um sistema fechado, através de um tubo C-flex™, incorporado em um tecido imitado de Agar-base. Os tanques de teste foram submetidos a ultrassom tridimensional (3D), insonado pelo transdutor transvaginal 4-8-Mhz (V530D) e potência Doppler. Os dados foram adquiridos, ao longo de uma série de configurações diferentes. Cada experimento envolveu apenas a manipulação de uma configuração Doppler, a fim de estudá-lo isoladamente. Como esperado, o resultado obtido foi que, em todas as configurações de potência Doppler, quando alteradas, foram encontradas mudanças significativas ($p < 0.05$) nos três índices acima citados. O ganho de potência (sinal) teve maior configuração e efeito, não produzindo sinais Doppler, já o de menor configuração produziu os maiores índices de gravação com máximas configurações. A Frequência de Repetição de Pulso (FRP) foi o próximo ajuste mais influente, mas um sinal Doppler foi visto e mensurado em todas as configurações diferentes. As outras definições Doppler tiveram um efeito muito mais profundo sobre os índices vasculares, mas houve medidas significativamente diferentes para toda a gama de configurações. A velocidade de aquisição de dados também foi encontrada para afetar os índices vasculares, os quais foram reduzidos quando o modo rápido foi utilizado, embora o único efeito significativo tenha sido no Índice VFI. A conclusão desse estudo foi que os três índices estudados foram afetados significativamente pelas variações, pela configuração Doppler e pela velocidade de aquisição. O ganho de potência do sinal teve maior efeito sobre a potência do sinal Doppler, seguido de perto pela FRP. As outras definições e velocidade de aquisição também influenciaram o sinal, mas num grau muito menor.

Funamoto et al. (2008) fizeram uma integração de medição numérica como uma forma de romper as limitações dos métodos existentes, para obtenção de

informações completas sobre a hemodinâmica. Foi proposto por UMI - Ultra Measurement Integrated de simulação, em que sinais de “*feedback*”, baseados na estimativa ideal de erros, o vetor velocidade, foram determinados pelas velocidades, medidas e calculadas pelo sinal Doppler nos pontos de “*feedback*” e adicionados às equações que as regiam. Com interesse em aplicação prática da UMI simulação, com os dados de medição real, mostrou-se eficiente para análise tridimensional irregular do fluxo sanguíneo. Foi um método para o tratamento de baixa resolução temporal e foi medido por meio de ultrassons, sendo assim foram investigados por um experimento numérico para lidar com o fluxo sanguíneo complicado, no caso um aneurisma. Mesmo quando os vasos sanguíneos de contornos mais simplificados foram submetidos à simulação UMI, foram reduzidos os erros de velocidade e pressão de 31% e 53% respectivamente, no domínio de “*feedback*” que abrangia o aneurisma, pois era a parede do vaso o local de tensão de cisalhamento máximo, indicando a posição correta e o valor de um desvio em %. Um “*feedback*” intermitente, devidamente concebido, aplicado somente no momento em que os dados de medição foram obtidos, teve o mesmo valor computacional que se aplicou a cada passo de tempo (também computacional). Assim, esse método “*feedback*” foi uma possível solução para superar a resolução de tempo suficiente de medição ultrassônica. Concluiu-se assim que, para fins de investigação, a efetividade da simulação UMI em reproduzir o fluxo de sangue real, em um experimento numérico, foi bem aceita para lidar no campo de escoamento tridimensional irregular de sangue, como um aneurisma. A simulação UMI foi avaliada quanto à reprodução do padrão definido como um modelo de fluxo de sangue real. A capacidade de simulação UMI foi analisada sob condições ideais, em que os dados mensurados foram obtidos em cada passo de tempo computacional. Para lidar com a insuficiente resolução do tempo de medição de ultrassons na aplicação prática, apresentou-se dois métodos de *feedback*: 1 – “*feedback*” persistente, no qual o sinal de retorno era realizado até que os dados fossem fornecidos (nova medição) e 2 – “*feedback*” intermitente, em que o “*feedback*” (sinal) fosse aplicado a apenas um passo de tempo computacional em cada medição. A redução do erro no campo de fluxo tridimensional estacionário de sangue foi obtida por simulação UMI, supondo que, em apenas uma onda de ultrassom, os erros de velocidade e pressão diminuíssem para 31% e 53% em comparação com os da simulação normal, respectivamente, no domínio de “*feedback*” que abrangia o aneurisma. Ao analisar os dados do campo

de fluxo computadorizado, a simulação UMI reproduziria a parede do vaso com cisalhamento e uma distribuição com uma boa posição e com um valor de 1% para o desvio do ponto de máximo local, apesar de que a simulação normal exibida foi uma aproximação grosseira da parede do vaso com uma tensão de cisalhamento grande, erro de cerca de 10%. Assim, a simulação UMI podia reproduzir informações mais confiáveis do estresse hemodinâmico do que a simulação normal. Observou-se que a simulação normal fornecia um campo de fluxo de sangue semelhante ao da solução-padrão, em geral, mas, às vezes, mostrava as divergências locais, que poderiam causar problemas no diagnóstico de doenças do aparelho circulatório. O método de “*feedback*” persistente, no qual esses sinais eram aplicados e até mesmo os dados de medição novos foram atualizados, não foi apropriado para simulação UMI porque as componentes da velocidade calculada tiveram um atraso de fase em relação à solução-padrão e, com isso, a pressão iria oscilar. Por outro lado, o método de retorno intermitente, no qual os sinais eram aplicáveis somente quando os dados eram obtidos por medição, oferecia a mesma precisão da simulação computacional do UMI na condição ideal, se o cálculo fosse realizado de forma estável. Daí o gabarito intermitente ser uma solução possível para a resolução insuficiente do modo Doppler colorido.

Hoskins (2008) estudou a validação da ultrassonografia arterial para avaliação do fluxo sanguíneo e comparou-a com outros simuladores. Questões pendentes, como a preocupação de modelos anatômicos, ou seja, uma simulação no intuito de imitar a doença arterial, o refinamento de sangue dando com precisão a verdadeira validação, constataram ser possível imitar os tecidos moles e sangue, assim a simulação de um fluxo fisiológico poderia ser vista e observada em um estudo fantasma, com imitação de tecidos moles no caso da parede do vaso, que podia ser observada. Para a Ciência representou um grande avanço, permitindo que entre projetos simulados ocorram comparações entre laboratórios, onde seu principal uso será como um dispositivo estático para que sistemas de ultrassom, quando trazidos, sejam testados. Nesse estudo, também houve avaliação da velocidade Doppler, e poderemos comparar a velocidade Doppler de um simulador “fantasma” com a velocidade Doppler real, ou seja, em pacientes. Existem dois tipos de sistemas: 1 - por meio do sistema da injeção eletrônica e 2 - o sistema de vibração, sendo este último mais simples de construir e de operar para observação do fluxo sanguíneo simulado, mas ambos os sistemas possuem limitações. O

sistema de injeção eletrônica não se dirige para o feixe formado, mudando assim os aspectos do *scanner*, assim, por exemplo, em um teste de precisão, a velocidade não será levada em conta com os erros associados e com a ampliação geométrica. O sistema de injeção eletrônica para *scanner* em teste foi considerado extremamente problemático, requerendo assim um conhecimento detalhado da sequência de pulsos e uma considerada interação com os fabricantes. Já o sistema vibratório “fantasma” oferece mais simplicidade no seu design e possui utilidade potencial para medir a sensibilidade e resolução espacial do sistema de potência Doppler. Com o avanço na complexidade de modelos computacionais, para explicar a propagação por meios não-uniformes e tecidos doentes, pode ser possível simular todo o processo de medição de ultrassom. Portanto, o processo físico de ultrassonografia e sua mensuração é complexo, especialmente na doença. Simular o fluxo fisiológico “fantasma” com um tecido equivalente aos tecidos moles da parede de um vaso sanguíneo agora é possível; a preocupação deles foi a produção de modelos anatômicos arteriais, para simular a doença e, com o refinamento do sangue, a medição das velocidades ainda não nos mostra uma validação. Tanto o sistema de injeção eletrônica como o sistema vibratório, ambos produzem objetos de teste não fisiológico aos sinais Doppler, tornando assim o seu papel limitado. Já os modelos computacionais da ultrassonografia na mensuração de processos oferecem validação em uma simulação de ultrassonografia arterial.

Os recentes avanços na modelagem de fluxo de sangue apresentaram alta resolução, fornecendo dados quadridimensionais da mecânica de fluidos em grandes vasos. A motivação pela modelagem foi para entender melhor as condições de fluxo relacionadas com o estado saudável e o estado em que se encontra a doença, ou para avaliar intervenções que afetavam ou são afetadas pela mecânica do fluxo sanguíneo. O bombeamento do sangue poderia ser num vaso geométrico e pulsátil, tornando o fluxo complexo, o que é muitas vezes difícil de se caracterizar. Esse artigo de Shadden e Taylor (2008) discutiu um método computacional para melhor caracterizar a cinemática do fluxo sanguíneo. Em particular, calculamos esse fluxo pelo método Lagrangiano de Estruturas Coerentes (LCS), usado para estudar o fluxo de vasos de grande porte. Foi demonstrado que o LCS poderá ser usado para caracterizar a estagnação do fluxo, ou seja, a separação do fluxo e do fluido, simulando assim uma vascularização com refluxo, nos mecanismos que regem agitação e mistura em modelos vasculares. Essa perspectiva permitiu a

compreensão de valiosas características de fluxo de vasos de grande porte para além dos métodos tradicionalmente considerados. Concluímos assim que o fluxo de vasos de grande porte é instável e muitas vezes, na 3D, no laminar ou turbulento (fraca), as estruturas de fluxo estarão presentes, especialmente em locais patológicos. Estudos efetuados sobre mecânica do fluxo sanguíneo utilizaram tipicamente os critérios tradicionais (Euleriano), para visualizar a hemodinâmica. Quanto à instabilidade no campo de mecânica de fluxo sanguíneo, existem critérios não confiáveis. Para melhor caracterizar o comportamento do fluido, uma perspectiva Lagrangiana foi muitas vezes necessária, embora o movimento das partículas possa ser complexo, ficando difícil a interpretação direta, condenando assim informações do FTLE (trajetória de uma medida escalar).

Conforme Feng e Ip (2009), muitos modelos deformáveis são propostos para aplicações científicas, por exemplo como segmentos de estruturas isoladas na anatomia humana, como vascularização, assim poderemos estudá-los em ultrassonografia tridimensional Doppler para a obtenção de dados volumétricos. Para nosso conhecimento, não existe literatura sobre estatística de modelo deformável para todas as estruturas tubulares. Especificamente, o modelo estatístico tubular é composto de um modelo estatístico de eixo e um modelo estatístico de superfície. Ambos são montados a partir de um conjunto de segmentos de ramos, por meio de pontos de controle. O trabalho foi orientado a procurar por correspondência difusa, ao longo dos eixos tubulares ou de superfícies, e se iniciou pela construção do ponto de correspondência entre os pontos de função ao longo do segmento tubular e treinamento do modelo estatístico de superfície e do modelo estatístico de eixo independentemente para caracterizar, respectivamente, a variação axial e transversal de toda a estrutura, assim teríamos o ponto de correspondência mais preciso, podendo ser estabelecido por um número maior de modos de deformação e assim ser capturado. Esse trabalho apresentou um processo de refinamento apurado que consistia de três fases:- refinamento do modelo, iniciação e montagem final. Os resultados experimentais demonstraram que o algoritmo obtém boas quantificações quanto à morfologia e volume dos vasos de peixe-zebra e está sendo usado cada vez mais como um modelo para a triagem de drogas e pesquisa.

Sumer et al. (2009) avaliaram a eficácia da ultrassonografia com Doppler colorido no diagnóstico de lesões intraósseas no complexo maxilomandibular e

correlacionaram os resultados das lesões com os achados histológicos. O estudo avaliou 20 pacientes que possuíam lesões em maxila ou mandíbula por exames de ultrassom. As lesões foram divididas em três grupos, de acordo com seu conteúdo: cístico, semissólido e sólido; e adicionalmente a isso foi avaliada com o Doppler ultrassom colorido a irrigação sanguínea da lesão. Nos resultados, observaram que, em cinco das lesões observadas histologicamente e que continham tecido de granulação inflamatório, o ultrassom identificou quatro como sólidas. Na vascularização foi detectada, tanto interna como externamente, a lesão. Das 17 lesões císticas odontogênicas, o ultrassom identificou os conteúdos como: cistos simples em cinco lesões, cistos complexos em três lesões, semissólidos em seis lesões e sólido em uma lesão. Duas lesões foram inconclusivas no ultrassom. Os autores concluíram que a ultrassonografia pode fornecer informações sobre o conteúdo intraósseo das lesões previamente ao ato cirúrgico. Além disso, o Doppler ultrassom colorido pôde demonstrar a vascularização da lesão, entretanto não houve correlação entre os achados no ultrassom e o diagnóstico histológico.

Ferreira (2010) relatou que a técnica de ultrassom foi rotineiramente utilizada para avaliação de tecidos moles, contudo é um método que possui características importantes para avaliação não somente desses tecidos, mas dos tecidos ósseos também, além de possuir recursos diferenciais que auxiliam muito no planejamento do tratamento e do prognóstico. Embasados nessa premissa, analisamos a possibilidade de avaliação de alterações intraósseas, por meio do ultrassom, tornando-se assim possível avaliar cavidades intraósseas por meio da ultrassonografia, contudo para isso é necessário que a cortical óssea por onde o feixe de ondas ultrassônicas for penetrar, esteja adelgada, em casos com adelgaçamento da cortical óssea. O ultrassom é um método que nos fornece imagens para fins diagnósticos, de fácil execução e interpretação, uma vez que os cirurgiões dentistas que não tinham acesso a esse recurso, nem familiaridade com ele, conseguiram não só utilizá-lo, mas também compreender suas imagens, contudo em um grau discretamente menor em relação ao grupo formado por médicos ultrassonografistas, o que pode ser justificado por uma maior experiência por parte desses profissionais.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo nesse trabalho foi determinar com qual espessura da cortical óssea, em hemimandíbulas suínas, é possível a captação de sinais, referentes ao fluxo sanguíneo simulado, por meio de ultrassom modo B e Doppler.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

A amostra foi constituída por 11 mandíbulas suínas, provenientes do Abatedouro Frigorífico Campos de São José, Rodovia Monteiro Lobato (SP-50) km 100 – São José dos Campos/SP, CIF (Certificado de Inspeção Federal) 222.

Por terem sido utilizadas mandíbulas suínas, o projeto de pesquisa foi submetido à ciência e anuência do Comitê de Ética em Pesquisa – Subcomissão de Bioética de Animais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, protocolo número 147 nas folhas 95 do livro 02 para uso de animais em experimentação, tendo sido aprovado pela (CEUA – Comissão de Ética no Uso de Animais), em 04.03.2011. (ANEXO A)

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Seleção das hemimandíbulas suínas

Para o estudo, demos preferência a mandíbulas suínas, por possuírem, na região dos molares, cortical óssea espessa, o que simularia uma mandíbula humana.

Para as osteotomias foram usadas (Figura 4.1): peça de mão reta, acoplada a um micromotor (Metalúrgica Fava), com Mandril PM (Ref:-10504.003), disco de carborundum, um aparelho (Metalúrgica Visa Ltda), que possuía uma serra adaptada.

Figura 4.1 -Mandíbula suína seccionada em serra de fita, tendo o corpo e a porção do ramo separados do restante

Um cortador de gesso, um óculo protetor (Aecro do Brasil-Ref:-CA13187), no qual as mandíbulas foram preparadas – secção e desgaste na espessura das hemimandíbulas. (Figura 4.2).

Figura 4.2 - Hemimandíbulas em desgaste no cortador de gesso, corte do capilar em secção transversal, adaptação do tubo CFlex no capilar e acoplamento deste na peça

Inicialmente, foram utilizados os seguintes aparelhos e peças para a simulação do fluxo sanguíneo: um espessímetro modelo Iwanson (Golgran) – Figura 4.3a, um aparelho de ultrassonografia Terasom T300 com um transdutor convexo, Figura 4.3b, um paquímetro (Mitutoyo – Reg. Vernier Caliper), pino de metal e chave de boca pequena para o micromotor da peça de mão, braçadeiras de nylon 3.6X140mm (Bemfixa), seringa médica laboratorial de 20ml (KDL), capilares de vidro e garrotes de borracha ou tubos de Copolímero tipo CFlex.– Figura.4.3c, e uma moto bomba de aquário (Mini A – Sarlobetter) – Figura 4.3d.

a

b

c

d

Figura 4.3 - a. Espessímetro; b. Aparelho de ultrassonografia; c, Aparelhos e peças citados acima; d. Moto bomba de aquário comum

As onze mandíbulas foram dissecadas e divididas ao meio, tendo como referência o forame mental - Figura 4.4. As hemimandíbulas foram numeradas e avaliadas, perfazendo um total de vinte e duas hemimandíbulas, ficando assim descritas: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21 e 22. Observação :- as hemimandíbulas 21 e 22 da amostra, foram desconsideradas, porque durante o experimento tentou-se desgastar um valor menor que 0,2mm, ocorrendo a fratura da mesma, conseqüente foram retiradas do estudo.

Figura 4.4 – Hemimandíbulas de porco dissecadas

4.2.2 Ensaio ultrassonográfico experimental

O fluxo simulado no interior do capilar, nas mandíbulas foi avaliado por meio da ultrassonografia em modo B e Doppler, estando o simulador vascular adaptado conforme Figura 4.5 e Figura 4.6 abaixo.

Figura 4.5 – Simulador vascular

Figura 4.6 - Simulador vascular e captação dos sinais

Foram analisadas as diferentes espessuras das corticais ósseas, das vinte hemimandíbulas suínas desgastadas. Estas foram confirmadas por meio de um espessímetro (Figura 4.7), o qual também nos forneceu a espessura do capilar de vidro, que foi de 0.5mm (Figura 4.8), unidos, forneceram a espessura total da simulação (Tabela 4.1). Por meio do ultrassom em modo B e Doppler, simulamos o fluxo sanguíneo e adotamos o sinal “+” na coluna “captação de sinal” da Tabela 4.1 para informar que o sinal foi captado pelo transdutor e usamos o sinal “–” para informar que o transdutor não captou o sinal de ultrassom.

Figura 4.7 - Mensuração realizada pelo espessímetro

Figura 4.8 - Medição da espessura do capilar com o espessímetro

Tabela 4.1 – Indicando os valores da espessura óssea das hemimandíbulas suínas

Hemimandíbula	Espessura do osso - 0,5	Captção do sinal	Hemimandíbula	Espessura do osso - 0.5	Captção do sinal
1	1,2mm	-	11	1,0mm	+
2	0,3mm	+	12	1,2mm	-
3	0,2mm	+	13	1,3mm	-
4	0,8mm	+	14	1,2mm	-
5	0,5mm	+	15	0,7mm	+
6	0,5mm	+	16	0,5mm	+
7	1,5mm	-	17	1,5mm	-
8	1,5mm	-	18	1,5mm	-
9	1,5mm	-	19	0,7mm	+
10	1,5mm	-	20	0,7mm	+

Foi realizado um ensaio experimental, para a avaliação inicial e verificação da viabilidade do estudo, bem como da melhor técnica a ser empregada e o transdutor mais adequado (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Ensaio experimental para identificação de sinais

4.2.3 Avaliação inicial das imagens

No monitor do aparelho de ultrassom, foram produzidas e avaliadas imagens em tempo real mostrada pela Figura 4.10 e pela Figura 4.11 respectivamente. As imagens foram salvas em mídia eletrônica (DVD).

Figura 4.10 -Imagens produzidas pelo ultrassom, mostrando a captura do sinal Doppler para as hemimadíbulas 5 e 6 respectivamente

Figura 4.11 -Imagens produzidas pelo ultrassom, mostrando a não captação do sinal Doppler para as hemimandíbulas 17 e 18 respectivamente

5 RESULTADOS

O fluxo simulado foi captado em corticais ósseas a partir da espessura de 0,2 a 1,0mm ($0,59\text{mm} \pm 0,42\text{mm}$) não sendo possível a captação dos sinais após 1,08mm ($1,390\text{mm} \pm 1,286\text{mm}$). Para as análises estatísticas adotou-se o nível de significância de 5% (0,05) e um intervalo de confiança de 95%. As técnicas utilizadas foram de estatística descritiva e teste de hipótese utilizando o teste t de student.

5.1 DESCRIÇÃO DA AMOSTRA

Tabela 5.1 - Medidas descritivas da espessura óssea em relação à captação do sinal

Captação do Sinal Total	ESPESSURA ÓSSEA				
	Minima	Máxima	Média	Desvio	Variância
Negativa	1,200	1,500	1,390	0,1449	0,0210
Positiva	0,200	1,500	0,990	0,4529	0,2052

Gráfico 5.1 – Captação do sinal de ultrassom doppler x espessura óssea das hemimndíbulas

Tabela 5.2 - Descritiva completa para espessura óssea

VÁLIDO	FREQUÊNCIA	%	VÁLIDO %	CUMULATIVA %
0,2	1	5,0	5,0	5,0
0,3	1	5,0	5,0	10,0
0,5	3	15,0	15,0	25,0
0,7	3	15,0	15,0	40,0
0,8	1	5,0	5,0	45,0
1,0	1	5,0	5,0	50,0
1,2	3	15,0	15,0	65,0
1,3	1	5,0	5,0	70,0
1,5	6	30,0	30,0	100,0
TOTAL	20	100,0	100,0

Gráfico 5.2 - Espessura das hemimandíbulas x captação do sinal obtido

Tabela 5.3 – Indicando os valores da espessura óssea das hemimandíbulas suínas

Hemimandíbula	Espessura do osso - 0,5	Captação do sinal	Hemimandíbula	Espessura do osso - 0,5	Captação do sinal
1	1,2mm	-	11	1,0mm	+
2	0,3mm	+	12	1,2mm	-
3	0,2mm	+	13	1,3mm	-
4	0,8mm	+	14	1,2mm	-
5	0,5mm	+	15	0,7mm	+
6	0,5mm	+	16	0,5mm	+
7	1,5mm	-	17	1,5mm	-
8	1,5mm	-	18	1,5mm	-
9	1,5mm	-	19	0,7mm	+
10	1,5mm	-	20	0,7mm	+

Gráfico 5.3 - Intervalo de confiança para captação de sinal

Gráfico 5.4 - Descritiva completa da média espessura óssea e captação de sinal

Tabela 5.4 - Teste t para amostras independentes

Espessura Óssea	Levene's Test para as Igualdades das variações		t-test para as Médias das Igualdades						
	F	Sig	t	df	Sig. (2-tailed)	Diferença da Média	Std. Erro da Diferença	95% de diferença do intervalo de confiança	
								Inferior	Superior
Iguadade das Variâncias Assumidas	1,860	0,189	9,084	18	,000	,8000	,0881	,6150	,9850
Igualdade das Variâncias Não Assumidas			9,084	14,874	,000	,8000	,0881	,6122	,9878

Concluimos que existe diferença estatística significativa ao nível de 5% (p-valor), entre os grupos de captação de sinal (Positivo – Negativo), quanto a espessura óssea. O fluxo simulado foi captado em corticais ósseas a partir da espessura de 0,2 a 1,0mm (0,59mm +_ 0,42mm) não sendo possível a captação dos sinais após 1,08mm (1,390mm+_ 1,286mm). O p-valor (diferença significativa de 5%), com p-valor < 0,05, dando como resultado signifivativo à passagem de fluxo simulado em espessuras das corticais ósseas de hemimandíbulas suínas através da ultrassonografia modo B e Doppler (Resultado: p-value<0,0001).

6 DISCUSSÃO

O conhecimento de estruturas anatômicas vasculares, nas regiões de maxila e de mandíbula suína (vascularização arterial e venosa), alguns forames e osso mandibular, fizeram parte do início da revisão de literatura deste trabalho. Autores como Sisson (1947) descreveram a vascularização arterial suína da região de maxila e mandíbula; Sack, et al. (1982) citaram os mais importantes acidentes anatômicos da mandíbula suína sob duas vistas: a caudal e a lateral. A leitura dos referidos trabalhos permitiu uma melhor visualização, compreensão e orientação da vascularização arterial e venosa, dos forames, crânio seco e inervação suína; pois todos esses conhecimentos contribuíram e foram de grande importância para o início da realização deste trabalho de simulação da vascularização em mandíbulas suínas.

Segundo Biscegli (2003), Ferreira e Freitas (2006), Cerri e Oliveira (2008) e Schmidt (2010), a ultrassonografia é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais versáteis e ubíquo (presente em toda parte), de aplicações relativamente simples e com baixo custo operacional. É uma modalidade de diagnóstico por imagem com características próprias, sendo um método não invasivo da hemodinâmica corporal por meio do efeito Doppler, permitindo a aquisição de imagens dinâmicas em tempo real, possibilitando o estudo do movimento das estruturas corporais, e não se utiliza radiação ionizante. Com o desenvolvimento tecnológico, transformou-se num instrumento poderoso de investigação, passando a ter um papel atuante na área de Saúde. Os equipamentos ultrassonográficos processam os sinais oriundos dos refletores das seguintes formas: gráfico de amplitude (modo A de amplitude), imagens bidimensionais (modo B de brilho, estáticas e em tempo real), além de gráficos de movimentação temporal (modo M de movimento) e outros, segundo os autores acima citados. Neste trabalho, as informações gerais e básicas dessa modalidade de diagnóstico por imagem, a qual denominamos de ultrassom, foram de vital importância, porque sem elas o trabalho não seria executado.

Werlang et al. (2006) e Cerri e Oliveira (2008) relataram e conceituaram o efeito Doppler mostrando que, por meio dos efeitos físicos: efeito piezoelétrico e efeito Lippmann (é o efeito inverso do efeito piezoelétrico) nós conseguimos a captação de ondas, por meio de transdutores que são montados de maneira a

produzir adequadamente o feixe-ultrassônico e receber os ecos gerados pelas diversas interfaces, assim esses autores colaboraram muito para a execução do nosso estudo de simulação, para a compreensão do funcionamento da ultrassonografia.

Segundo Werlang et al. (2006) e Schmidt (2010), o método de diagnóstico ultrassonográfico pode fornecer o enriquecimento no diagnóstico de tumores benignos e malignos porque ocorreriam alterações na vascularização de cada tumor, além disso também poderíamos detectar alguns distúrbios de doenças vasculares como aterosclerose, angina e outras. Entretanto, Sumer et al. (2009) concluíram que informações sobre o efeito Doppler poderiam demonstrar, pelo estudo da vascularização, se a lesão é benigna ou maligna, entretanto não houve uma correlação entre os achados no ultrassom e o diagnóstico histológico, ao contrário do que foi relatado por Tsiolis et al. (2003). Os autores confirmaram que, ao nível de diagnósticos de lesões malignas e benignas, por avaliações em tecidos moles, poderíamos obter informações relevantes e acuradas.

Ryan e Foster (1997), Hoskins (2008), Funamoto et al. (2008), Fenning et al. (2008) e Shadden et al. (2008) desenvolveram pesquisas com aplicações de modelos computacionais da ultrassonografia, na mensuração de processos que ofereceriam validação em simulação de ultrassom arterial. Jones e Giddens (1990), Wendling, Jones e Giddens (1992), e Wang e Fish (1996) afirmaram que os modelos computacionais, além de validarem as simulações, forneceria aumento da sensibilidade para detectar distúrbios de turbulência, ou seja, esses trabalhos poderiam ser usados para estudar diferentes técnicas de processamento, evoluindo para condições de escoamento complexo, como em regiões de cisalhamento de fluxo pulsátil, fornecendo diagnóstico mais preciso e com um valor clínico especial em afecções.

Jones e Gidens (1990) e Wang e Fisch (1996) focaram, em seus trabalhos, a medição da velocidade do sangue pela ultrassonografia, fornecendo parâmetros do fluxo sanguíneo, quanto ao sinal ou ruído, e podendo ser facilmente alterados, tendo como maior objetivo a melhora da precisão da velocidade de onda. Entretanto Hoskins (2008), Fenning et al (2008) e Shadden e Taylor (2008), além de citarem a importância de melhorar a medição da velocidade em ultrassonografia, ampliaram o estudo, enfatizando os casos de doença arterial, que haveria alteração da velocidade de onda, dada pela média ou máxima de frequência Doppler, originando

uma turbulência, que levaria a uma ampliação do espectro, em regiões de vórtices. O sinal de Doppler pulsátil emitiria sinais vibratórios, detectando assim a doença. Contudo, em nosso trabalho, foi possível comprovar que essas informações nos orientaram para a aplicação do sinal Doppler.

Jensen (2003) apresentou um método de avaliar a velocidade direcional e teve um desempenho satisfatório, obteve gráficos que demonstraram uma matriz linear colorida mostrando uma imagem do mapa de fluxo, a qual foi obtida com maior precisão em uma velocidade puramente transversal. Sumer et al. (2009) obtiveram eficácia em diagnóstico de lesões intraósseas, correlacionado com os resultados achados no histopatológico e que também pôde mostrar a vascularização da lesão. Já os autores Funamoto et al. (2008) apresentaram, em seu estudo, uma possível resolução insuficiente do modo Doppler colorido, por meio do retorno intermitente. No presente trabalho de simulação, utilizamos o aparelho de Ultrassonografia (Terasom T300) com Power-Doppler por ser mais sensível na captura de sinais de fluxo, ao invés do Doppler colorido, que investiga o sentido do fluxo.

Rickey et al. (1995), Ryan e Foster (1997) e Stell e Fish (2003) estudaram vasos “fantasma” plásticos e investigaram alguns componentes, tais como: elasticidade, rigidez, flexibilidade, tensões, sensibilidade. Já os autores Petrick et al. (1997), Stell e Fish (2002) e Thompson et al. (2004), além de levarem em conta as especificações dos autores acima citados, realçaram as propriedades acústicas, estudando e efetuando muitas simulações para encontrar tubos acusticamente similares à parede de um vaso sanguíneo humano, que fosse bem adaptado aos tecidos circunvizinhos do sangue, que iria fluir no seu interior. Esses estudos foram de relevância para o nosso trabalho, foi por meio deles que selecionamos alguns tubos plásticos que são usados para trabalhos de simulação de vasos sanguíneos, fizeram parte da nossa simulação efetuada.

Ainda em relação a vasos sanguíneos, os autores Balbis et al. (2005) concluíram que na prática clínica a velocidade do sangue no exame de ultrassom modo Doppler era diferente em segmentos vasculares curvos, onde alguns distúrbios estavam diretamente relacionados ao efeito físico da curvatura de vasos com estenose ou vasos aneurismáticos, que geralmente eram observados nas curvaturas dos vasos. Já Thompson et al. (2004) avaliaram clinicamente vasos longos de secção transversal não circular pelo ultrassom modo Doppler, nesse trabalho foi

desenvolvido um método para encontrar um campo acústico ao longo de um vaso de paredes espessas, no qual a secção transversal não fosse circular e foi encontrada a intensidade exata nas proximidades do vaso ao longo do lúmen da parede. Esses autores acima nos confirmaram que o fluxo deveria ser simulado em vasos retos e dificilmente em curvos, devido a efeitos físicos apresentados por esse fluxo.

Alderliesten et al. (2007) utilizaram em seu estudo um fio-guia em sua posição real, o que foi avaliado em ultrassonografia modo Doppler 3D, junto à imagem de raios X de rotação, em simulações. Os autores Korte et al. (1997), ao invés de usarem o fio-guia, utilizaram cateteres em vasos simulados, com placas ateromatosas simuladas, obtendo imagens por meio da ultrassonografia modo Doppler intravascular. Os autores contribuíram para o nosso estudo e, enfatizaram que a ultrassonografia modo Doppler 3D ou intravascular nos guia por instrumentos no interior dos vasos sanguíneos, indicando presença de doenças vasculares como placas de lipídios, aterosclerose e afins, enriquecendo e favorecendo o diagnóstico, indicando o problema quando presente.

Dabrowski et al. (1997) e Zhang et al. (2004) usaram, em seus estudos, vasos sanguíneos simulados *in vivo* (humanos), submetidos ao ultrassom e aos raios-X, tornando o estudo mais coerente para ser avaliado em outras técnicas de imagem; nesses estudos foram abordadas batidas fortes na parede do vaso pelo sangue. Um outro estudo foi feito por Feng e Ip (2009), que usaram vasos de peixe-zebra (vaso simulado *in vivo*) para demonstração de boas quantificações, quanto à morfologia e volume dos vasos. Esse foi um modelo usado para triagem de drogas de pesquisa. A aplicação direta a respeito do uso de vasos simulado *in vivo* foi usada apenas como complemento em nosso estudo porque não optamos por esse tipo de vaso em nossa simulação.

Dangore et al. (2008) avaliaram, por meio de ultrassonografia modo Doppler colorido, lesões benignas e lesões malignas de gânglios linfáticos cervicais, proporcionando a oportunidade de eliminar a necessidade de biópsia nessas lesões e, portanto, sem intervenção cirúrgica. Estes autores enfatizaram a importância do estudo da vascularização pelo modo Doppler. Já os autores Tsiolis et al. (2003), numa avaliação em mandíbulas suínas, pelo ultrassom modo Doppler, compararam medidas transgengivais por uma sonda periodontal que, em comparação com o exame histopatológico, forneceu valores fiéis. Para o nosso estudo acrescentou que

o ultrassom modo Doppler é de grande valia, quando da mensuração de estruturas corpóreas.

A limitação do uso da ultrassonografia para avaliação de tecido ósseo foi citada pelos autores Gateno et al (1993) e Thurmuller et al (2002), pois, de acordo com eles, as ondas ultrassônicas que atingiam o osso, eram refletidas de volta ao transdutor, logo não permitindo assim a passagem das ondas por esta estrutura, porém eles concordavam que era possível se avaliar o córtex ósseo, quando este se apresentasse alguma alteração (degrau, irregularidade ou solução de continuidade), sendo possível uma avaliação. Entretanto, Ferreira (2010) concluiu que a técnica de ultrassonografia possui característica importante para avaliação não somente de tecidos moles em geral, mas também de tecidos ósseos, além de possuir recursos diferenciais e auxiliar no planejamento e prognóstico das doenças. Sumer et al. (2009) concluíram que a ultrassonografia modo Doppler pôde fornecer informações sobre o conteúdo intraósseo das lesões, previamente ao ato cirúrgico. Bialek et al. (2003) provaram que o ultrassom poderia ser utilizado como método de detecção de afecções ósseas na região de mandíbula, portanto através da cortical óssea, possibilitando os autores a detectar cistos primeiramente pela ultrassonografia, depois confirmados pelo exame histopatológico e posteriormente, por radiografias convencionais. Em nosso trabalho, mostramos que o tecido ósseo, a partir de um certo valor de espessura (0,2mm – 1,0mm), pôde captar sinais por meio da ultrassonografia modo Doppler.

Na dependência da espessura da cortical óssea, que em nosso trabalho estudamos no intervalo de 0,2 a 1,0mm, possibilitou-se a captação de sinais, no modo B e Doppler, referentes ao simulador de vascularização. Esses resultados são promissores no sentido de que, analogamente poderíamos reportar essa informação para a mandíbula humana; considerando que a mesma esteja com as referidas espessuras supracitadas; o que na realidade ocorre quando da presença de afecções intra-ósseas as quais devido ao crescimento, conduzem a um abaulamento e adelgaçamento das corticais ósseas, favorecendo a captação de sinais; em que sendo a lesão benigna, a captação da vascularização será mais centralizada, ao contrário de uma lesão maligna, a qual terá uma captação mais periférica da vascularização, o que estaria de acordo com Dangore, et al. (2008).

7 CONCLUSÃO

Nossos resultados possibilitaram concluir:

- 1 - Ser possível captar sinais os sinais de fluxo sanguíneo, através de uma faixa de espessura da cortical óssea de 0,2 a 1,0mm (Tabela 7.1), com o aparelho de ultrassonografia Terasom T300 usando um transdutor convexo de 2 a 5Mhz, referentes ao fluxo sanguíneo simulado, por meio de ultrassom modo B e Doppler, mensurando os valores na Tabela 7.1 abaixo.

Tabela 7.1 - Indicando os valores da espessura óssea e captação dos sinais das hemimandíbulas suínas

Hemimandíbula	Espessura do osso - 0,5	Captação do sinal	Hemimandíbula	Espessura do osso - 0.5	Captação do sinal
1	1,2mm	-	11	1,0mm	+
2	0,3mm	+	12	1,2mm	-
3	0,2mm	+	13	1,3mm	-
4	0,8mm	+	14	1,2mm	-
5	0,5mm	+	15	0,7mm	+
6	0,5mm	+	16	0,5mm	+
7	1,5mm	-	17	1,5mm	-
8	1,5mm	-	18	1,5mm	-
9	1,5mm	-	19	0,7mm	+
10	1,5mm	-	20	0,7mm	+

- 2 - A ultrassonografia é um recurso imaginológico com aplicabilidade cada vez maior na área da Saúde, em particular no estudo da vascularização intra-óssea.

REFERÊNCIAS¹

Alderliesten T, Konings MK, Niessen WJ. Modeling friction, intrinsic curvature, and rotation of guide wires for simulation of minimally invasive vascular interventions. IEEE. Transac on Ultras Ferroelec and Freq s Control. 2007 Jan;54(1):29-38.

Balbis S, Roatta S, Guiot C. Curvature affects doppler investigation of vessels: Implications for clinical practice. Ultrasound Med Biol. 2005;31(1):65-77.

Bialek EJ, Zajkowski P, Jakubowski W. Ultrassonography as the first method of detection of mandible lesions [abstract 31836]. Ultrasound Med Biol. 2003;29(5S):S140.

Biscegli CI. Conceitos da Física do Ultra-Som. São Carlos: Embrapa; 2003

Cerri GG, Oliveira LRS. Ultra-Sonografia Abdominal. 2 vol. Local: Revinter; 2008. 618 p.

Dabrowski W, Buyze JD, Randin RN, Holdsworth DW, Fenster A. A real Phantom for imaging experimentation. AM Assoc Phys Med. 1997 May;24(5):687-93.

Dangore SB, Degwekar SS, Bhowate RR. Evaluation of the efficacy of colour Doppler ultrasound in diagnosis of cervical lymphadenopathy. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37:205-12.

Feng J, Ip H H S, A statistical assembled deformable model (SAMTUS) for vasculature reconstruction. Comput Biol Med. 2009;39:489-500.

Fenning NJR, Nordin NM, Ramnarine KV, Campbell BK, Clewes JS, Perkis A, Johnson IR. Evaluation of the effect of machine settings on quantitative three - dimensional power doppler angiography:vi an in-vitro flow phantom experiment. Ultrasound Obstet Gynecol. 2008;32:551-9.

Ferreira TLD, Freitas CF. Ultrassonografia – recurso imaginológico aplicado à Odontologia. RPG Rev Pós Grad. 2006;13(1):103-9.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Ferreira TLD. Aplicação do ultrassom para detecção de cavidades intraósseas, em mandíbulas de porco. [tese] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

Funamoto K, Hayasen T, Saijo Y, Yambe T. Numerical experiment for ultrasonic-measurement-integrated simulation of three-dimensional unsteady blood flow. *Annals of Biomedical Engineering*. 2008 Aug;36(8):1383-97.

Gateano J, Miloro M, Hendler BH, Horrow M. The use of ultrasound to determine the position of the mandibular condyle. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993;51(10):1081-6.

Hoskin PR. Simulation and validation of arterial ultrasound imaging and Blood flow. *Ultrasound Med Biol*. 2008 May;34(5):693-717.

Jensen J A. Directional velocity estimation using focusing along the flow direction II: Experimental investigation. *IEEE Transac Ultras Ferroelec Freq Control*. 2003 Jul;50(7):873-80.

Jones S A, Giddens D P. A simulation of transit time effects in doppler in Ultrasound signals. *Ultrasound Med. Biol*. 1990;16(6):607-19.

Korte C L, Céspedes E I, Steen A F W V D, Lancée C T. Intravascular elasticity Imaging using ultrasound: feasibility studies in phantoms. *Ultrasound Med Biol*. 1997;23(5):735-46.

Petrick J, Zomack M, Schlieff R. An investigation of the relationship between Ultrasound echo enhancement and Doppler frequency shift using a pulsatile Arterial flow phantom. *Invest Radiol*. 1997 Apr;32(4):225-35.

Rickey D W, Picot P A, Christopher D A, Fenster A. A wall-less vessel phantom For Doppler ultrasound studies. *Ultrasound Med Biol*. 1995;21(9):1163-76.

Ryan L K, Foster F S. Tissue equivalent vessel phantoms for intravascular Ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 1997;23(2):261-73.

Sack WO, Horowitz G, Kramer F. Essentials of pig anatomy atlas. Ithaca NY: Veterinary Textbooks; 1982

Schmidt G. Guia de ultrassonografia-diagnóstico por imagem. Trad Müller R. Porto Alegre; Artmed; 2010.

Shadden S C, Taylor C. Characterization of coherent structures in the Cardiovascular system. Annals of Biomed Engineering the Journal of the Biomedical Engineering Society. 2008 Jul;36(7):1152-62.

Sisson, S. The anatomy of the domestic animals. Revised by James Daniels Grossman. 3. Ed. Rev. Philadelphia: Saunders, 1947. 972p.

Steel R, Fish PJ. Lumen pressure within obliquely insonated absorbent solid cylindrical shells with application to Doppler flow phantoms. IEEE Transac Ultrason Ferroelec Freq Control. 2002 Feb;49(2):271-80.

Stell R, Fish PJ. A simulation study of sample volume sensitivity for oblique pulsed finite beam insonation of doppler ultrasound flow phantom cylindrical vessels. IEEE Transac Ultrason Ferroelec Freq Control. 2003 Jan;50(1):58-67.

Sumer AP, Danaci M, Ozen Sandikçi E, Sumer M, Celenk P. Ultrasonography and Doppler ultrasonography in the evaluation of intraosseous lesions of the jaws. Dentomaxillofac Radiol 2009 Jan;38(1):23-7.

Thompson R S, Mascaskill C, Fraser W B, Farnel L. Acoustic intensity for a long vessel with noncircular cross section. IEEE Transac Ultrason Ferroelec Freq Control. 2004 May;51(5):566-75.

Thurmuller P, Troulis M, O'Neill MJ, Kaban LB. Use of Ultrasound to Asses Healing of a Mandibular Distraction Wound. J Oral Maxillofac Surg. 2002;60(9):1038-44.

Tsiolis FL, Needleman IG, Griffiths GS. Periodontal ultrasonography. J Clin Periodontol. 2003;30(10):849-54.

Wang Y, Fisch P J. Comparison of Doppler signal anaysis techniques for Velocity waveform, turbulence and vortex measurement: a simulation study. Ultrasound Med Biol. 1996;22(5):635-49.

Wendling F, Jones SA, Giddens DP. Simulation of Doppler ultrasound signals for a laminar, pulsatile, nonuniform flow. Ultrasound Med Biol. 1992;18(2):179-93.

Werlang HZ, Bergoli PM, Madalosso B H. Manual do residente de radiologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006.

Zhang Y, Cardoso JC, Wang Y, Fisher P J, Bastos CAC, Wang W. Time-scale Removal of “wall thump” in doppler ultrasound signals : A simulation study. IEEE Transac. Ultrason Ferroelec Freq Control. 2004 Sep;51(9):1187-92.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS**

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
Av. Prof. Lineu Prestes, 2415 - CEP. 05508-000 São Paulo, SP - Brasil
Telefone : (55) (011) 3091.7733 - e-mail: cep@icb.usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o protocolo registrado sob nº **147** nas fls. **95** do livro **02** para uso de animais em experimentação, sob a responsabilidade do Prof(a) Dr(a) **Claudio Frões de Freitas**, Coordenador(a) da Linha de pesquisa "*Simulação da vascularização em mandíbulas suínas por meio da ultrassonografia modo B e Doppler*" do qual participam o(s) alunos **Marina Gazzano Baladi, Maria José Pereira Tucunduva, Denise Sabbagh Haddad**, está de acordo com os Princípios Éticos de Experimentação Animal adotado pela Sociedade Brasileira de Ciência de Animais de Laboratório (SBCAL) e foi aprovado pela **COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)** em **04.03.2011, com validade de 1 anos**.

São Paulo, 11 de março de 2011.

Prof. Dr. WOTHAN TAVARES DE LIMA
Coordenador
CEUA - ICB/USP

Prof. Dr. ARIEL MARIANO SILBER
Secretário
CEUA - ICB/USP