

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA DE AUTOCORRELAÇÃO ESPECTRAL NA ESTIMAÇÃO
DO ESPAÇO MÉDIO INTERTRABECULAR EM SINAIS ULTRA-SÔNICOS DE OSSO
CALCÂNEO

Armel Lié Bakita

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Marco Antonio von Kruger, Ph.D.

Prof. Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2005

BAKITA, ARMEL LIÉ

Avaliação da Técnica de Autocorrelação Espectral na Estimação do Espaço Médio Intertrabecular em Sinais Ultra-sônicos de Osso Calcâneo. [Rio de Janeiro] 2005

X, 51 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2005)

Tese - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Quantificação de sinais ultra-sônicos de osso trabecular humano via técnica de autocorrelação espectral.

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedicatória

Somos criação de Deus realizada em Cristo Jesus para fazermos boas obras, as quais Deus planejou antes de nós as praticarmos [Rick Warren].

Nous sommes des créatures de Dieu réalisé en Jésus Christ pour faire les bonnes oeuvres que Dieu a programmé avant que nous les exécutons [Rick Warren].

A papa qui, loin de ce monde a pû contempler cette oeuvre qui est le résultat de ma persévérance et de ma dedication à ce que je crois comme juste et agréable pour nos proches. Cette oeuvre est dédiée à toi qui en peu de temps m'a enseigné la valeur de l' Être humain par l' humilité et la simplicité qui reste en mémoire de mon enfance.

Má, je ne saurais vivre sans toi, le sacrifice, les obstacles qui jonchent ta vie. Une vie dédiée à l'éducation et au progrès de tes fils. Je passerais ma vie entière te dédiant toutes les réussites et bienfaits qui arriveront. Tu vois que ton sacrifice dédié à nous n'a pas été vain même si quelque fois tu as douté de nos capacités, aujourd'hui, tu peux t'en réjouir et être fière.

À Simon Bignoumba, cette page serait petite pour énumérer tout ce que tu m'as enseigné durant toutes ces années. En toi, je n'ai pas seulement l'admiration d'un fils pour son père, mais aussi la confiance d'un ami à qui je peux confier mes doutes, mes peurs, mes chagrins et mes joies. La bonté qui est ta principale caractéristique, m'emotionne en même temps qu'elle me fait peur, car de ma petite experience de vie, je n'ai pas encore rencontré un homme aussi bon que toi. Je vais te faire une révélation, j'essaie à chaque jour qui passe être semblable à toi même si je sais que

c'est difficile. Comme disait Ngonké (Proviseur du Lycée d'État de Port-Gentil) :
<< *Honte à celui qui ne fera pas mieux que son père.*>>.

A Viviane, qui durant ces cinq dernières années m'a motivé, supporté et accompagné durant cette épopée de presque trois ans. Ce travail n'aurait pas de sens sans ton appui. Lorsque quelque fois je pensais abdiquer à mes rêves, tu étais toujours à mes côtés pour me montrer la lumière à la fin du tunnel.

A toute ma famille, frères et sœurs, oncles et tantes et à ma grand-mère chérie (Marie Louise), qui m'a soutenue durant ces dernières années pour la finalisation de ce rêve. Vous êtes mon phare, comme un navire en a besoin pour ne pas s'échouer sur les tranchants récifs.

En mémoire de Patricia (Bika) et Innocent (La Feuille).

Acknowledgements

I should also like to thank The Gabon government and Capes for the financial support.

I would like to express my particular gratitude to Wagner C.A PEREIRA. He provided me considerable help in the preparation of this thesis by reading earlier drafts and suggesting corrections and valuable improvements. He did not hesitate to supply me help and encouragement over the last few months.

My thanks to Dr. Pascal LAUGIER and the Laboratoire d'Imagerie Paramétrique (Paris, France) for the ultrasound signals employed during this thesis.

My special thanks to Christiano Machado who made the last corrections and suggestions.

I am indebted to André Alvarenga and Adriana Kauati for the help during the signal processing with the *Matlab* software.

I thank my friends, colleagues and the Program of Biomedical Engineering staff for the encouragement during my stay in this department.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do Grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AVALIAÇÃO DA TÉCNICA DE AUTOCORRELAÇÃO ESPECTRAL NA ESTIMAÇÃO DO ESPAÇO MÉDIO INTERTRABECULAR EM SINAIS ULTRA-SÔNICOS DE OSSO CALCÂNEO

Armel Lié Bakita

Abril/2005

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O espaçamento médio entre as partículas (*Mean Scatterer Spacing – MSS*) é um parâmetro que pode ser usado para caracterizar a periodicidade de sinais ultra-sônicos (US) provenientes dos tecidos biológicos. Este estudo *in vitro* emprega a função de autocorrelação espectral (SAC) para estimar o MSS de sinais US de osso trabecular humano. A periodicidade é obtida do pico espectral da matriz SAC. Implementações iniciais foram feitas usando sinais senoidais simples e compostos, sinais US de dois *phantoms* com espaçamento de 0,8 mm e 1,2 mm. Os valores MSS correspondentes obtidos foram de 0,77 mm e 1,10 mm. Na etapa seguinte, sinais US de 24 cilindros de osso trabecular humano foram processados, apresentando valores MSS para a microtomografia síncrotron variando de 1,07 mm a 1,63 mm. Os valores MSS estimados do SAC apresentaram uma boa correlação ($R^2 = 0,71$) com os valores medidos por microtomografia síncrotron, demonstrando seu potencial para caracterizar o osso trabecular. E por fim, foi feita uma comparação com os métodos de análise do espectro singular (SSA) e o algoritmo do SIMON para comprovação da técnica SAC em sinais US, de fios de nylon e de osso trabecular humano. Para os fios de nylon, o SSA apresentou os valores de 0,79 mm e 0,97 mm, enquanto pelo SIMON obtivemos 0,89 mm e 1,16 mm para os espaçamentos de 0,8 mm e 1,2 mm respectivamente. Para os sinais de osso trabecular humano, obtivemos correlações de 0,69 pelo SSA e de 0,06 pelo SIMON, comprovando assim o potencial da técnica SAC com o SSA.

Abstract of Thesis presented to COPPE / UFRJ as a partial fulfilment of the requirement for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EVALUATION OF THE SPECTRAL AUTOCORRELATION TECHNIQUE IN THE
MEAN SCATTERER SPACING ESTIMATION ON ULTRASONIC SIGNALS FROM
THE CALCANEUM BONE

Armel Lié Bakita

April/2005

Advisor: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

Mean scatterer spacing (MSS) is a parameter that can be used to characterize the periodicity of biological tissues from ultrasound (US) signals. The *in vitro* study uses the spectral autocorrelation function (SAC) to estimate the MSS of the human cancellous bone. The periodicity is obtained from the spectral peak of the SAC matrix. Initial investigation was done using US pulse-echo signals from two wire-phantoms with spacing of 0.8 mm and 1.2 mm. The corresponding MSS values obtained were 0.77 mm and 1.10 mm. In the next step, US signals were obtained from 24 cylinders of human trabecular bone, whose MSS values ranged from 1.07 mm to 1.63 mm as measured by synchrotron microtomography. The MSS estimates from SAC presented a good correlation ($R^2 = 0.71$) with the microtomography measures, thus showing its potential to characterize trabecular bones.

Finally, a comparison with singular spectral analysis (SSA) and the SIMON algorithm method's was made to prove the SAC method in US signals of nylon wires of phantoms and the signals of human cancellous bone. The values obtained from nylon wires of 0.8 mm were 0.79 mm e 0.89 mm for SSA and SIMON respectively. The nylon wires of 1.2 mm presented values of 0.97mm and 1.16 mm for SSA and SIMON respectively. From the signals of human cancellous bone, the correlation $R^2 = 0.69$ and $R^2 = 0.06$ were obtained for SSA and SIMON with the microtomography measures, proving the potential of SAC and SSA method to characterize trabecular bones.

Léxico

| | |
|------|---|
| BUA | <i>Broadband US attenuation</i> _ coeficiente de atenuação ultra-sônico |
| FFT | <i>Fast Fourier Transform</i> _ Transformada Rápida de Fourier |
| MSS | <i>Mean Scatterer Spacing</i> _ Espaçamento Médio entre Espalhadores |
| PEB | Programa de Engenharia Biomédica |
| PSD | <i>Power Spectrum Density</i> _ Função Densidade Espectral de Potência |
| RBEB | Revista Brasileira de Engenharia Biomédica |
| RF | <i>Radio Frequency</i> _ Radio Freqüência |
| SAC | <i>Spectral Autocorrelation</i> _ Função de Autocorrelação Espectral |
| SNR | <i>Signal Noise Ratio</i> _ Razão Sinal/Ruído em decibéis |
| SSA | <i>Singular Spectral Analysis</i> _ Análise do Espectro Singular |
| US | <i>Ultrasound</i> _ Ultra-som |

Sumário

| | |
|---|-----------|
| Folha de rosto | i |
| Ficha catalográfica | ii |
| Dedicatória..... | iii |
| Agradecimentos | v |
| Resumo | vi |
| Abstract..... | vii |
| Léxico | viii |
| Sumário | ix |
| CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO..... | 1 |
| CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... | 6 |
| CAPÍTULO III - FUNDAMENTOS TEÓRICOS..... | 10 |
| CAPÍTULO IV - MATERIAIS E MÉTODOS..... | 16 |
| IV.1 Método SAC | 17 |
| IV.1.1 Avaliação da técnica SAC por meio de sinais simulados | 17 |
| IV.1.2 Avaliação da técnica SAC por meio de sinais de fios de nylon de phantoms | 17 |
| IV.1.3 Quantificação de sinais do osso trabecular humano pelo SAC | 19 |
| IV.1.4 Implementação do algoritmo SAC..... | 20 |
| IV.2 Métodos comparativos..... | 22 |
| IV.2.1 Método SSA..... | 22 |
| IV.2.2 Método de SIMON | 27 |
| CAPÍTULO V - RESULTADOS..... | 29 |
| V.1. Avaliação da técnica SAC..... | 29 |
| V.1.1 Sinais simulados senoidais e sem ruído | 29 |
| V.1.2 Sinais simples com ruído branco | 31 |
| V.2. Comparação dos três métodos de estimativa de periodicidade | 34 |
| V.2.1 Sinais de <i>Phantoms</i> de fios de nylon | 34 |

| | |
|---|-----------|
| V.2.2. Sinais de osso trabecular humano | 39 |
| CAPÍTULO VI - DISCUSSÃO | 43 |
| CAPÍTULO VII - CONCLUSÃO | 45 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 46 |
| PUBLICAÇÕES | 49 |
| APPÊNDICE | 50 |
| A1. TRANSFORMADA DE HILBERT | 50 |
| A2. TABELA DE ESTUDOS COMPARATIVOS DAS CORRELAÇÕES <i>IN VITRO</i> E <i>IN VIVO</i> | 51 |

I. INTRODUÇÃO

O envelhecimento da população mundial, segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), favoreceu o aumento de doenças osteometabólicas, dentre as quais a osteoporose é a mais freqüente. A osteoporose é uma doença caracterizada pela diminuição da densidade óssea e a deterioração da microarquitetura do tecido ósseo, conduzindo ao aumento da fragilidade do mesmo e, conseqüentemente, aumento do risco de fratura (WORLD HEALTH ORGANISATION - WHO, 1994). Ela ocorre com mais freqüência em idosos, principalmente em mulheres pós-menopausa.

Na América Latina há um aumento da população acima de 60 anos devido ao crescimento urbano e ao aumento da expectativa de vida, favorecendo assim o acréscimo de fraturas relacionadas a osteoporose. Estima-se que, até 2050, haverá 6,3 milhões de pessoas atingidas de fraturas por ano, mais da metade ocorrerá na Ásia e na América Latina (WARK, 1999).

No Brasil estima-se 14,5 milhões de habitantes acima de 65 anos, até 2025 a população de idosos atingirá um sexto da população mundial, representando 15 % do total da população brasileira (RAMOS *et al.*, CENDOROGLO *et al.*, 1998).

A Organização Mundial de Saúde definiu como normalidade, em adultos, a densidade mineral óssea até um desvio-padrão (DP) abaixo dos valores médios observados em indivíduos jovens saudáveis (*T-score*). Em crianças, esses valores devem ser ajustados para a idade e o sexo (*Z-score*). A osteopenia é definida por densidade mineral óssea entre 1 e 2,5 DP abaixo da média, e osteoporose por densidade de 2,5 DP ou mais, abaixo do valor médio (WHO, 1994).

Foi demonstrado que uma redução de 1 DP na densidade óssea de corpo total duplica o risco de fratura em meninas (GOLDING *et al.*, 2000).

As doenças osteoporóticas podem ser diagnosticadas facilmente. Os testes da densidade mineral óssea podem detectar a osteoporose antes de acontecer as primeiras fraturas. Há também tratamentos disponíveis que reduzem os riscos de fraturas em quase 50% (LAUGIER, 2004).

Vários métodos tem sido empregados no estudo quantitativo do esqueleto dos pacientes com doenças osteoporóticas (Tabela1). As técnicas diagnósticas de doenças osteoporóticas baseiam-se na medição da densidade mineral óssea por uso, em grande parte, de emissão de raios-X. Mas há outras fontes, tais como radioativa, ressonância magnética, radiografia simples, biopsia óssea, ultra-som e tomografia computadorizada.

Os raios-X apresentam pouca sensibilidade para o diagnóstico de osteoporose, revelando a perda quando já é maior do que 30-50%. No entanto, é o método de escolha para a verificação de fraturas, por ser simples e acessível. Tanto no diagnóstico quanto no acompanhamento terapêutico, a avaliação radiológica deve acompanhar a densitometria óssea.

Tabela1. Os diferentes métodos de medição da densidade mineral óssea

| Fontes | Técnicas |
|-------------------|---|
| RADIOATIVA | Densitometria de emissão única (SPA) Densitometria de dupla-emissão com fonte de gadolínio (DPA) Densitometria do corpo todo (DPA) |
| RAIOS-X | Radiogametria óssea Densitometria de emissão única (SPX) e de dupla emissão (DEXA) Densitometria do corpo todo (DXA) Tomografia computadorizada quantitativa (QCT) e periférica (pQCT) |
| ULTRA-SOM | Ultra-sonometria óssea (U.S.O.) |
| OUTRAS | Cintilografia óssea Ativação de nêutrons |

FONTE: SIMÕES, R.D., et al. Diagnóstico e tratamento da osteoporose. **Fascículos de Atualização em Climatério- FAC.** Disponível em: <<http://www.dr-online.com.br>>. Acesso em: 12 abril de 2005.

A tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM) não são indicadas para o rastreamento diagnóstico de osteoporose, pois são métodos de acesso limitado, têm custo elevado e a TC submete o paciente a níveis elevados de radiação. No entanto, são úteis na caracterização de fraturas, na avaliação de comprometimento neurológico e no diagnóstico diferencial de fraturas compressivas (Disponível em: < <http://www.fleury.com.br/htmls/cdrom/capitulo6.htm>>. Acesso em: 28 de abril 2005).

O ultra-som e a densitometria de sítios periféricos (calcâneo, falanges e tíbia) podem ser utilizados para avaliação do risco de fratura, mas não devem ser aplicados para o diagnóstico de osteoporose. Os critérios da OMS usados para os sítios ósseos centrais, coluna e fêmur, se aplicados a sítios periféricos, revelam valores discrepantes quanto à prevalência de osteoporose. Além disso, não há evidências que

as avaliações periféricas apresentem sensibilidade para a monitorização terapêutica (MILLER *et al.*, 2002).

A ultra-sonografia convencional é uma técnica diagnóstica já bem estabelecida. Entretanto, as imagens geradas exibem essencialmente os contornos dos órgãos e tecidos que apresentem diferenças de impedância acústica. Durante as últimas décadas, os pesquisadores voltaram-se para o problema da caracterização quantitativa de tecido por ultra-som (BRIDAL *et al.* 1998). Foram assim propostas várias técnicas de análise e processamentos de sinais para caracterizar a estrutura dos tecidos biológicos a partir de sinais ultra-sônicos.

A caracterização de tecido por ultra-som (US) é feita a partir da extração de parâmetros relacionados às suas propriedades físicas, buscando diferenciar tecidos saudáveis de tecidos com enfermidades. Esses parâmetros físicos podem ser obtidos dos sinais de US transmitidos e/ou espalhados, permitindo uma modelagem da interação da onda acústica dentro do meio de propagação. As técnicas mais comuns para obtenção de parâmetros incluem ferramentas estatísticas de processamento de sinais baseados em análise espectral. Tais ferramentas permitem quantificar parâmetros como a atenuação, espalhamento e a velocidade da onda, assim como o diâmetro médio das partículas e o espaçamento médio dos espalhadores (*Mean Scatterer Spacing - MSS*).

Nesse estudo foi investigada a técnica de Autocorrelação Espectral (SAC) proposta por VARGHESE *et al.* (1993) para estimar a periodicidade de meios biológicos. Inicialmente foram processados sinais de *phantoms* de fios de nylon para se conhecer melhor o comportamento da técnica. Em seguida foram utilizados sinais ultra-sônicos do osso trabecular (calcâneo) humano *in vitro*, para estimar o

espaçamento médio. Por fim, esta técnica foi comparada às apresentadas por SIMON *et al.* (1997) e PEREIRA e MACIEL (2001), processando os mesmos sinais.

O estudo resultou numa metodologia capaz de estimar o espaçamento médio de meios a partir dos sinais ultra-sônicos, baseada na utilização da técnica SAC, conhecendo também o potencial e as limitações desta para caracterizar meios biológicos, em comparação com as técnicas SSA e SIMON, já de domínio do laboratório.

II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Na literatura científica especializada, os estudos e pesquisas desenvolvidos em ultra-sonometria óssea apresentam um enfoque na caracterização do tecido ósseo pela quantificação da densidade mineral óssea em diferentes regiões: calcâneo (trabecular), tíbia (cortical), rádio (cortical) e patela (trabecular). Todos esses estudos foram desenvolvidos para diagnosticar e prever doenças osteoporóticas, buscando evitar risco de fraturas, principalmente em idosos. Os dois parâmetros mais utilizados são: O coeficiente de atenuação US (*Broadband US Attenuation* - BUA), o qual está relacionado à atenuação do pulso incidente de US, e a velocidade do som no meio (*Speed Of Sound* - SOS) (WEAR *et al.* 2000).

A atenuação em tecido mole e em osso é diretamente causada pela absorção e pelo espalhamento de energia. Em osso trabecular, o sinal ultra-sônico sofre espalhamento nas trabéculas e, assim, o coeficiente de atenuação (BUA) depende da espessura, do número de espaçamentos e da direção das trabéculas (LANGTON *et al.* 1984 e 1994). Já a velocidade de propagação do pulso ultra-sônico no osso depende da densidade óssea (GLUER *et al.* 1994). Em medidas clínicas, a espessura óssea, assim como as variações da micro-estrutura do tecido em torno do osso, podem afetar significativamente o coeficiente de atenuação-BUA e especialmente a velocidade do som no meio (SERPE *et al.* 1996, TOYRAS *et al.* 1999).

LAUGIER *et al.*, em 1997, fizeram um estudo comparativo entre as imagens das propriedades acústicas e às da densidade mineral óssea do calcâneo humano, comparando a atenuação e a velocidade ultra-sônica óssea (*Ultrasonic Bone Velocity* _ UBV) com a microtomografia computadorizada quantitativa (*Quantitative Computed Tomography* _ QCT). Nesse estudo, as correlações de $r^2 = 0,75$, $r^2 = 0,88$ e $r^2 = 0,84$

entre o BUA normalizada (nBUA) e o BMD, UBV e BMD, nBUA e UBV foram respectivamente encontradas, para $p < 10^{-4}$. As imagens da microtomografia foram superpostas às da ultra-som até obter uma imagem idêntica. Em seguida as imagens foram segmentadas usando a escala de cinza e depois superpostas para a comparação das formas. Se as formas não ficavam idênticas, a extração era feita de novo. Este estudo também mostrou que há uma tremenda variação entre as propriedades acústicas do osso trabecular quando medido *in vivo* e *in vitro*. Essas comparações podem ser encontradas na Tabela A.1 em anexa (ou em LAUGIER *et al.* 1997). O estudo indica uma contradição na relação entre o nBUA e o UBV ($r = 0,95$) com os dados anteriormente encontrados na literatura. As medidas ultra-sônicas na transmissão foram altamente influenciadas pela densidade óssea, isto talvez pelo fato de que as amostras usadas foram de pessoas de idade avançadas. No final, os autores aconselham a se tomar medidas *in vitro* para a comparação das propriedades acústicas e a densidade mineral óssea por causa das menores fontes de erros relacionadas às técnicas de medição.

O espaçamento médio entre os espalhadores (*Mean Scatterer Spacing* _ MSS) é relacionado à organização espacial do tecido com microestruturas quase-periódicas. É um parâmetro útil para a caracterização e a discriminação de tecidos que apresentam estrutura semi-regular (FELLINGHAM and SOMMER 1984). Vários trabalhos foram realizados usando técnicas de correlação espectral, densidade espectral de potência (PSD) e cepstrum (FELLINGHAM and SOMMER 1984; LANDINI and VERRAZZANI 1990; WEAR *et al.* 1993; NARAYANAN *et al.* 1997).

A autocorrelação espectral (Spectral Autocorrelation – SAC) baseia-se nas diferenças de fase entre os componentes espectrais do eco do sinal RF retroespalhado, enquanto a técnica de densidade espectral de potência baseia-se somente na magnitude do sinal RF. A autocorrelação espectral é também uma técnica

para a caracterização de propriedades da distribuição da microestrutura dos espalhadores por ultra-som, baseada no estudo de variações da microestrutura tecidual pela correlação espectral de componentes do sinal retroespalhado. O SAC provê um estimador do parâmetro MSS que utiliza a informação da fase para reduzir a degradação dos efeitos causados pela presença de estruturas difusas. A análise pela correlação espectral não detecta somente a presença de estruturas regulares, mas também é capaz de estimar o espaçamento médio dos espalhadores (VARGHESE and DONOHUE 1993,1995). Maiores detalhes serão dados no capítulo seguinte.

SIMON *et al.* (1997) propuseram um algoritmo para estimar o MSS baseado na redundância espectral decorrente da transformação quadrática do eco do sinal RF retroespalhado. A principal vantagem dessa técnica é seu potencial para a implementação em tempo real (*in vivo*).

Uma das técnicas originalmente aplicadas a estudos climáticos é a Análise do Espectro Singular (*Singular Spectrum Analysis – SSA*). Ela é capaz de identificar estruturas periódicas de um sinal em meio a ruído. Por meio de simulações com sinais de *phantoms* de fios de nylon, PEREIRA e MACIEL (2001) encontraram pelo SSA um MSS de 2,95 mm para um *phantom* de fios de nylon de 3 mm de espaçamento, considerando que o erro, devido a velocidade do meio considerado (no caso, 1500 m/s), é aceitável. PEREIRA *et al.* (2004) encontraram para os mesmos sinais de *phantoms* de fios de nylon (0,8 mm e 1,2 mm), valores de 0,76 mm e 1,10 mm para os respectivos espaçamentos, estimados pelo SSA, demonstrando que o SSA tem potencial para identificar o MSS de estruturas quase periódicas em tecidos biológicos

KAUATI (2003) estudou as técnicas SAC SSA e SIMON para estimar a periodicidade de sinais de tecido biológico. Utilizou basicamente sinais simulados e de *phantoms* simples. Apresentou, a título de exemplo, a aplicação das técnicas para

detectar a variação da microestrutura do tecido hepático normal e cirrótico *in vitro* (graus 1 e 3), encontrando diferenças entre a microestrutura entre tecido normal e cirrótico de grau 1 e não encontrando diferença no de fibrose grau 3.

KAUATI (2003) processou os sinais de *phantoms* de fios de nylon e encontrou valores de 0,75 mm, 0,65 mm e 0,68 mm para os fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento para o SAC, SSA e SIMON respectivamente, enquanto que para os fios de nylon de 1,2 mm de espaçamento, os valores de 1,10 mm foram encontrados para todos os três métodos.

Estas três últimas técnicas são as mais recentes na literatura e por isso serão aqui aplicadas.

III. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

O SAC, técnica proposta e implementada por VARGHESE e DONOHUE (1993), busca investigar a distribuição da microestrutura do tecido que gera os sinais retroespalhados. O SAC estima o MSS, utilizando a informação de fase para reduzir a degradação causada pelo sistema e pela presença de estruturas difusas.

A função SAC gera uma distribuição bidimensional de freqüências (matriz de autocorrelação no domínio da freqüência) e o espaçamento médio dos espalhadores é obtido a partir do maior pico fora da diagonal.

A função de autocorrelação (SAC) é definida como o valor esperado do produto das transformadas de Fourier de um sinal com o seu conjugado e foi definida por GARDNER *et al.* (1991) como:

$$S(f_1, f_2; t) = E [Y(f_1; t) Y^*(f_2; t)] \quad (III.1)$$

onde :

$Y(.)$ é a transformada de Fourier do segmento do sinal $y(t)$;

$Y^*(.)$ é o seu complexo conjugado.

Como se sabe que a transformada de Fourier em relação a um tempo t , para um segmento do sinal pode ser escrita como:

$$Y(f) = H(f) \left(\sum_{n=1}^{N_s} A_n(f) e^{-j2\pi f \tau_n} + \sum_{n=1}^{N_p} V_n(f) e^{-j2\pi f \theta_n} \right) \quad (III.2)$$

onde :b

f é a frequência do sinal ,

A_n e V_n indicam as potências de espalhamento (dependente da frequência) dos espalhadores regulares e difusos ;

$H(.)$ é a transformada de Fourier do sistema resposta $h(.)$, relacionado às propriedades de absorção e de espalhamento do tecido ;

τ_n e θ_n os tempos de atraso associados aos n -ésimo centros de espalhamentos (espalhador) ;

N_S e N_D os números de partículas regulares e difusas;

E o segmento do sinal, definido como:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t, \lambda) \left(\sum_{n=1}^{N_S} a_n \delta(\lambda - \tau_n) + \sum_{n=1}^{N_D} v_n \delta(\lambda - \theta_n) \right) d\lambda \quad , \quad \text{(III.3)}$$

onde :

λ é a variável de integração, a um tempo t dado (instante inicial) ;

a_n e v_n as amplitudes dos sinais regular e difuso ;

δ é a função impulso.

Substituindo $Y(.)$ da equação III.2 na equação III.1 e considerando que os espalhadores difusos e regulares são não correlacionados, tem-se:

$$\begin{aligned} S(f_1, f_2; t) &= H(f_1; t) H^*(f_2; t) \\ & * \left(E \left[\sum_{n=1}^{N_S} \sum_{m=1}^{N_S} A_n(f_1) A_m^*(f_2) e^{-j2\pi(f_1 \tau_n - f_2 \tau_m)} \right] \right. \\ & \left. + E \left[\sum_{n=1}^{N_D} \sum_{m=1}^{N_D} V_n(f_1) V_m^*(f_2) e^{-j2\pi(f_1 \theta_n - f_2 \theta_m)} \right] \right) \end{aligned} \quad \text{(III.4)}$$

Desde que as posições dos espalhadores difusos sejam não correlacionadas entre si, o segundo termo da equação III.4 se reduz a zero ou seja,

$$E[V_n(f_1)V_m^*(f_2)e^{-j2\pi(f_1\theta_n - f_2\theta_m)}] = 0, m \neq n$$

Se o processo dos espalhadores difusos é estacionário na região de interesse, os termos $f_1 \neq f_2$ são também não correlacionados, então a equação III.4 pode ser escrita como:

$$S(f_1, f_2; t) = H(f_1; t) H^*(f_2; t) * \left(E \left[\sum_{n=1}^{N_S} \sum_{m=1}^{N_S} A_n(f_1) A_m^*(f_2) e^{-j2\pi(f_1\tau_n - f_2\tau_m)} \right] + \sum_{m=1}^{N_D} E[V_n(f_1)V_n^*(f_2)] \delta(f_1 - f_2) \right) \quad \text{(III.5)}$$

onde:

δ é a função impulso.

Quando a microestrutura é constituída de espalhadores regularmente espaçados (Figura III.1), a informação do espaçamento médio dos espalhadores não está contida somente na diagonal principal (PSD - resposta máxima da função SAC), mas também fora dela. Isto pode ser observado realizando uma mudança (variação) de posição de variáveis do espalhador:

$$\Delta_i = \frac{\tau_i}{i},$$

onde:

τ_i é o atraso correspondente à posição i do centro de espalhamento ao início do segmento;

Δ_i representa o espaçamento médio do espalhador relativo à posição do i -ésimo espalhador.

Portanto, o atraso de i -ésimo espalhador τ_i pode ser escrito como $\tau_i = i \Delta_i$.

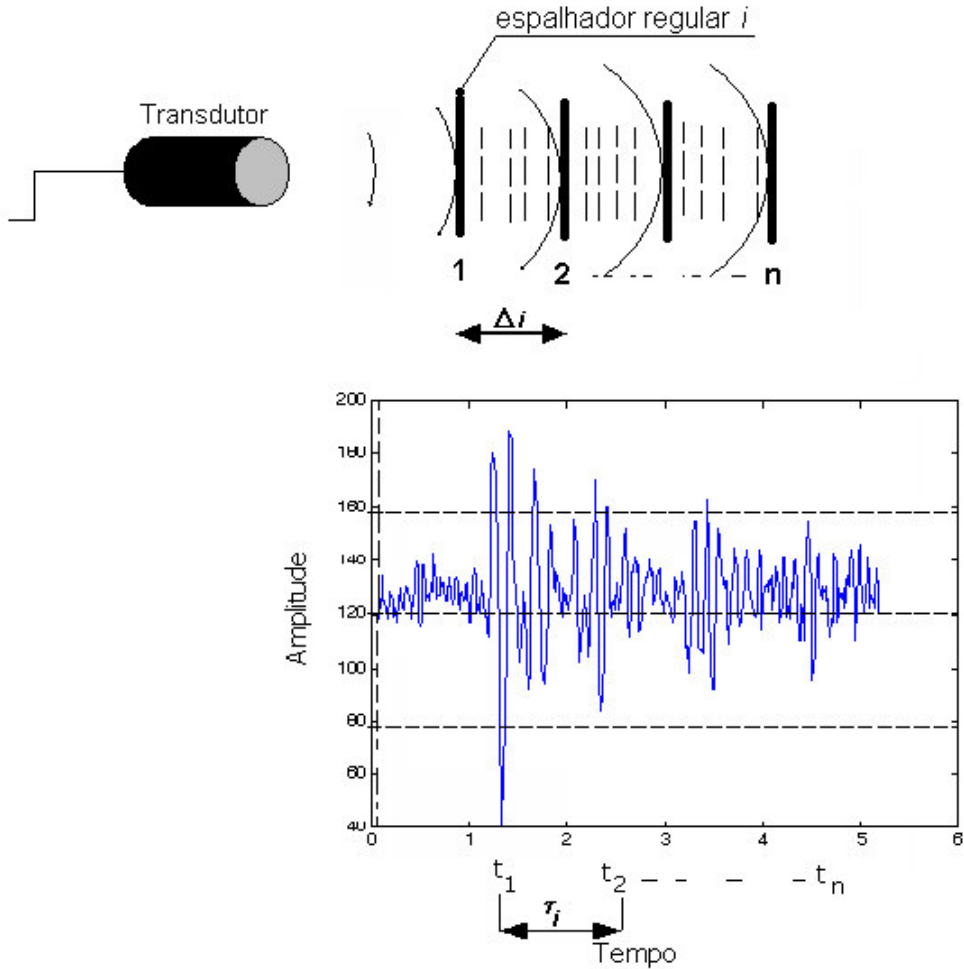


Figura III.1: Ilustração da variação de posição Δ_i dos espalhadores i , com o atraso τ_i entre dois espalhadores regulares quaisquer, no segmento (sinal RF).

Substituindo τ_i na equação III.5, obtém-se :

$$S(f_1, f_2; t) = H(f_1; t) H^*(f_2; t) * \left(E \left[\sum_{n=1}^{N_S} \sum_{m=1}^{N_S} A_n(f_1) A_m^*(f_2) e^{-j2\pi(f_1 n \Delta_n - f_2 m \Delta_m)} \right] \right) \quad (III.6)$$

$$+ \sum_{n=1}^N E[V_n(f_1) V_n^*(f_2)] \delta(f_1 - f_2)$$

No caso dos espalhadores terem o mesmo espaçamento, a equação III.6 simplifica-se e toma a forma:

$$\begin{aligned}
 S(f_1, f_2; t) = & H(f_1; t) H^*(f_2; t) * \\
 & \left[E \left[\sum_{n=1}^{N_S} \sum_{m=1}^{N_S} A_n(f_1) A_m^*(f_2) e^{-j2\pi\Delta(f_1 n - f_2 m)} \right] \right. \\
 & \left. + \sum_{n=1}^{N_D} E[V_n(f_1) V_n^*(f_2)] \delta(f_1 - f_2) \right] \quad \text{(III.7)}
 \end{aligned}$$

Para as componentes freqüenciais $f_1 = f_2 = f$ (diagonal principal da matriz SAC) haverá contribuição dos espalhadores difusos na função SAC, a qual será idêntica à Função densidade de probabilidade (PSD) caracterizada por :

$$\begin{aligned}
 S(f; t) = & H(f; t) H^*(f; t) * \\
 & E \left[\sum_{n=1}^{N_S} \sum_{m=1}^{N_S} A_n(f) A_m^*(f) e^{-j2\pi\Delta f(n-m)} \right] \\
 & + \sum_{n=1}^{N_D} E[V_n(f) V_n^*(f)] \quad \text{(III.8)}
 \end{aligned}$$

Pode-se observar da equação III.8 que, para os espalhadores regulares, se f é múltiplo de $1/\Delta$, todos os termos estão em fase e o máximo ocorre na diagonal (PSD). Os picos periódicos na PSD foram considerados para determinar o espaçamento médio do espalhador em tecido muito regular (KUC *et al.* 1986, LANDINI and VERRAZZANI *et al.* 1990). Para as diagonais laterais da função SAC, as componentes freqüenciais $f_1 \neq f_2$, não há contribuição dos espalhadores difusos, e a equação III.7 resume-se a:

$$S(f_1, f_2; t) = H(f_1; t) H^*(f_2; t) * E \left[\sum_{n=1}^{N_s} \sum_{m=1}^{N_s} A_n(f_1) A_m^*(f_2) e^{-j2\pi \Delta (f_1 n - f_2 m)} \right] \quad (\text{III.9})$$

Para estimar o espaçamento médio, considera-se os componentes freqüências das diagonais laterais ($f_1 \neq f_2$), ou seja o maior pico das diagonais laterais (se a matriz for construída com o envelope dos sinais).

O espaçamento médio entre os espalhadores é estimado por:

$$MSS = \frac{v}{2 * f \text{ max}} \quad (\text{III.10})$$

Onde:

$f \text{ max}$ representa a freqüência do máximo pico na diagonal lateral;

v a velocidade do pulso ultra-sônico no meio.

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

Inicialmente decidiu-se aplicar a técnica SAC em sinais simulados senoidais, e em seguida em sinais retroespalhados provenientes de *phantoms* que foram construídos no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ. Por fim, com o algoritmo testado em um meio conhecido, foram analisados sinais retroespalhados de osso trabecular de calcâneo humano *in vitro*.

Os sinais simulados senoidais foram feitos por meio do software Matlab® (Mathworks Inc, Nashville) no Laboratório de Ultra-Som do Programa de Engenharia Biomédica.

Os sinais de *phantoms* de fios de nylon e de osso trabecular usados no estudo foram obtidos no *Laboratoire d'Imagerie Paramétrique* da Universidade de Paris VI (França). Maiores detalhes podem ser encontrados na literatura (LAUGIER *et al.* 1997, CHAIFFAI *et al.* 2000).

Após à aplicação da técnica SAC em sinais de fios de nylon e de osso trabecular humano, uma comparação com os métodos SSA e de SIMON foi feita e analisadas as diferenças e as limitações, assim como os potenciais destas.

IV.1 Método SAC

IV.1.1 Avaliação da técnica SAC por meio de sinais simulados

Inicialmente, para testar o potencial da técnica, foram utilizados 2 tipos de sinais senoidais, um sinal senoidal de várias frequências, e outro adicionado de um ruído branco com diferentes relações Sinal-Ruído, como se segue:

- Sinal senoidal puro com frequência de 100 Hz e amplitude unitária.
- Sinal composto de duas senóides de frequências de 100 Hz e 320 Hz, ambos com amplitude unitária.
- Sinal composto de duas senóides de frequências de 100Hz e 320Hz. Com ruído branco, tendo diferentes relações sinal /ruído (SNR) de -3 dB, 0 dB, 3 dB, 6 dB e 12 dB.

Todos os sinais acima com frequência de amostragem de 4.096 Hz (com 4096 pontos de amostragem).

IV.1.2 Avaliação da técnica SAC por meio de sinais de fios de nylon de *phantoms*

Os phantoms constituídos cada um de quatro fios de nylon de 0,5 mm de diâmetro e espaçados, um de 0,8 mm e outro de 1,2 mm (ver Figura IV.1), foram colocados dentro de uma cuba com água e os sinais RF refletidos registrados, usando um transdutor (M316;3,2 mm de diâmetro; Panametrics; Waltham; USA) de 20 MHz de frequência central com limite de resolução axial de 75 μ m. O transdutor é deslocado paralelamente ao longo do comprimento dos fios de nylon com passos de 200 μ m, em plano B-Scan a um ângulo de 10 a 15° do plano formado pelos fios em relação ao fundo da cuba (PEREIRA *et al.* 2004).

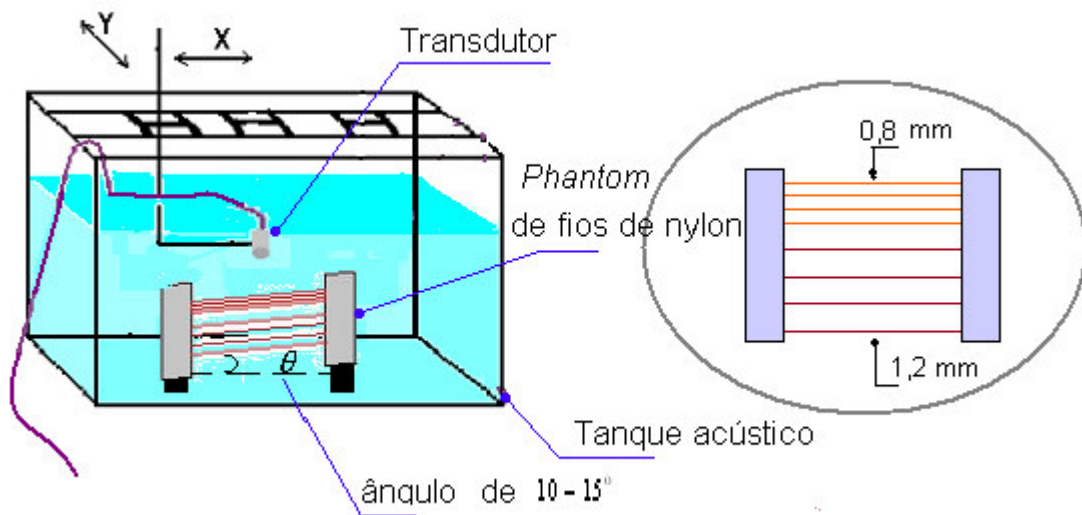


Figura IV.1: Sistema experimental de aquisição dos sinais RF de *phantom* de fios de nylon, com um transdutor de 20 MHz, um ângulo de 10 a 15° dos fios de nylon em relação à base do tanque.

Os sinais RF adquiridos foram, amplificados, digitalizados (152 linhas a 100 MHz de frequência de amostragem) com um osciloscópio de 8 bits (LeCroy 9350AL). Para estes sinais foi usada a velocidade média de 1498 m/s para o ultra-som (em água), e a temperatura de coleta entre 25° e 25,6° C.

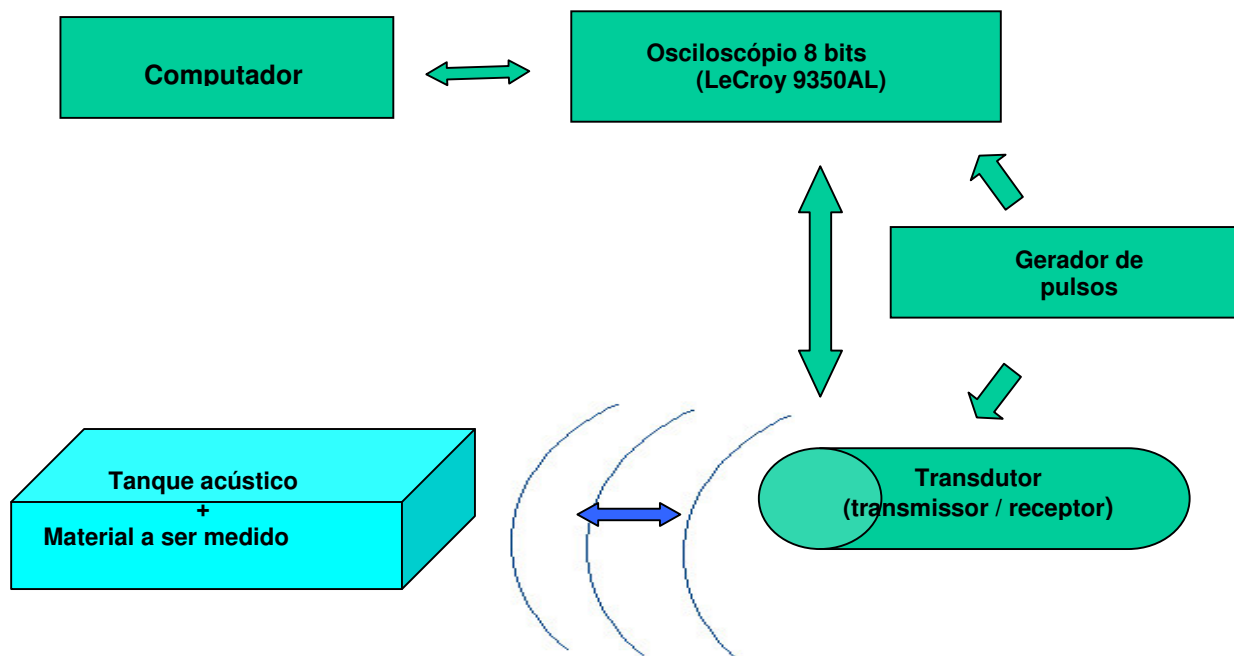


Figura IV.2: Diagrama de blocos do sistema experimental de aquisição dos sinais RF de *phantom* de fios de nylon e de osso trabecular humano.

IV.1.3 Quantificação de sinais do osso trabecular humano pelo SAC

Os sinais de osso trabecular foram adquiridos de 14 amostras de calcâneo de cadáveres humanos com idades de 75 a 90 anos. Os elementos da estrutura básica de osso esponjoso são trabéculas com espessura em torno de 50 a 150 μm . A distância intertrabecular é de 500 μm a 2 mm. Do calcâneo, são cortados, em plano sagital, fatias de osso esponjoso com faces paralelas e espessuras de quase 1 cm. Dessas fatias são retirados 24 cilindros de 7 mm de diâmetro (Figura IV.3).

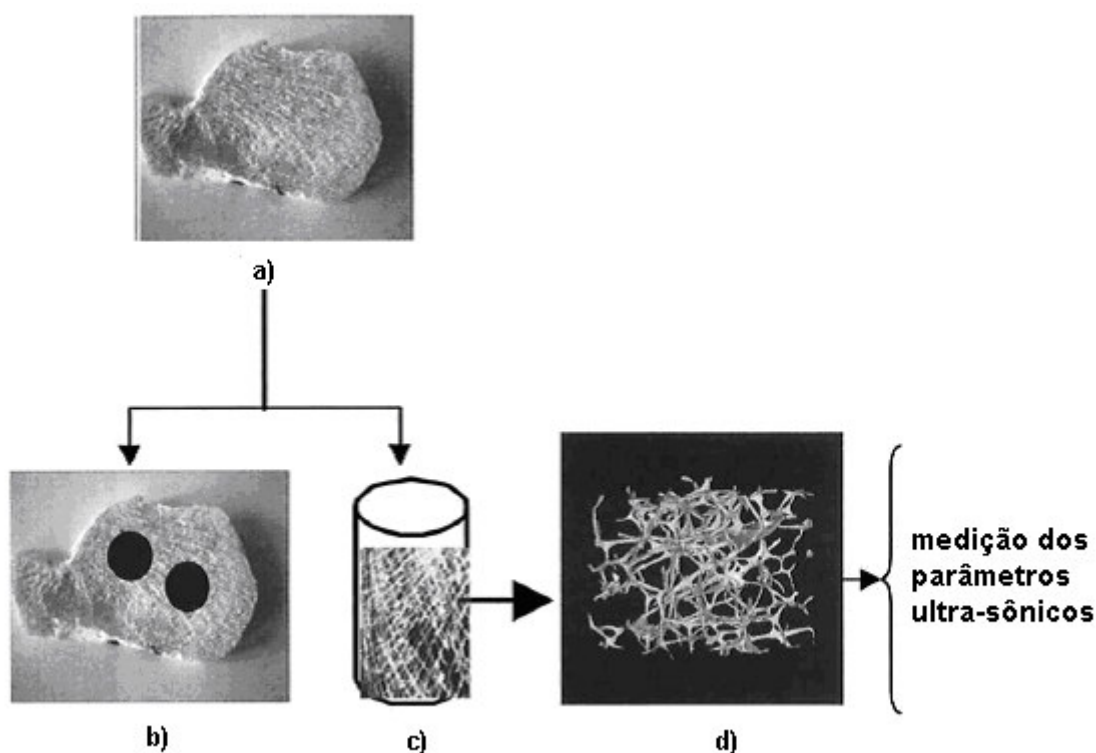


Figura IV.3: Ilustração do processo de obtenção das amostras usadas. Figura tirada de CHAFFAI *et al.* 2002. **a)** amostra de calcâneo de 1 cm de espessura. **b)** amostra de calcâneo após remoção de dois cilindros. **c)** cilindro de 7mm de diâmetro. **d)** imagem 3D da estrutura trabecular via microtomografia sincrotron.

Os diferentes cilindros foram submersos na água com um par de transdutores de 1MHz de frequência central (largura de banda de 0,4 - 1,2 MHz). O feixe do transdutor US foi posicionado perpendicularmente às amostras, propagando-se na direção médio-lateral (Figura IV.4). Os sinais RF transmitidos e recebidos (pulso-eco) foram registrados ao longo de varreduras 2D (com passos de 1 mm). Os sinais registrados foram digitalizados a 12 MHz de frequência de amostragem. De cada cilindro são coletados 36 sinais RF.

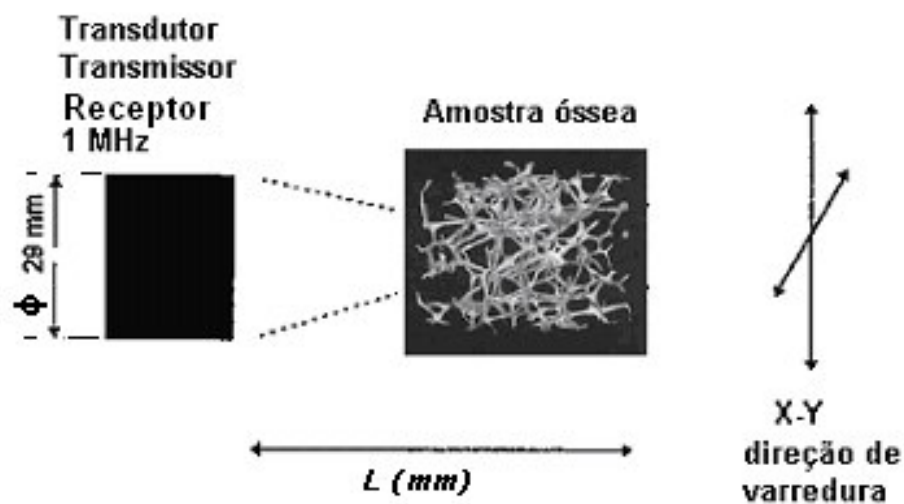


Figura IV.4: Ilustração do processo de medição de sinais ultra-sônicos (pulso-eco) de osso do calcâneo humano. A amostra óssea é um cilindro de 7 mm de diâmetro e 1 cm de comprimento.

IV.1.4 Implementação do algoritmo SAC

O algoritmo para o método SAC foi implementado em Matlab® (Mathworks Inc, Nashville) e segue os passos (Figura IV.5):

1. Toma-se a envoltória do sinal ultra-sônico (RF, com N pontos) a partir do módulo da transformada de Hilbert, gerando um vetor-coluna de dimensão $N \times 1$ (Figura IV.5).
2. Impõe-se uma janela de tamanho M (dimensão $M \times 1$) que deve conter pelo menos 1 período do MSS que se deseja estimar. Isto requer conhecimento previo do meio.
3. Realizar a FFT da janela M, multiplicando-o em seguida pelo seu transposto. O resultado é uma matriz SAC (complexa) de dimensão $M \times M$.
4. Toma-se o módulo da matriz SAC e plota-se num gráfico bidimensional e bifrequencial (plotar o gráfico é opcional pois serve somente para visualizá-lo).
5. Em seguida, retira-se a diagonal principal e busca-se o pico dentre os elementos restantes da matriz. A frequência correspondente ao pico é colocada na equação III.10, junto com a velocidade do ultra-som no meio (que, neste caso é a da água, na temperatura ambiente), para se estimar o MSS.

Para o caso de sinais de osso trabecular, o pico da matriz SAC é procurado somente dentro de uma janela de frequência que corresponde à faixa de valores esperados de periodicidade (0,5 a 2,0 mm). O uso da janela de busca permite encontrar o pico na posição esperada, mais detalhes para a aplicação dessa janela estão apresentados na Discussão. O ponto de início para colocação da janela corresponde a 0,5mm e foi escolhido segundo a curva de desempenho elaborada por KAUATI (2003). Esse valor será usado ao longo do processamento para todos os métodos e sinais.

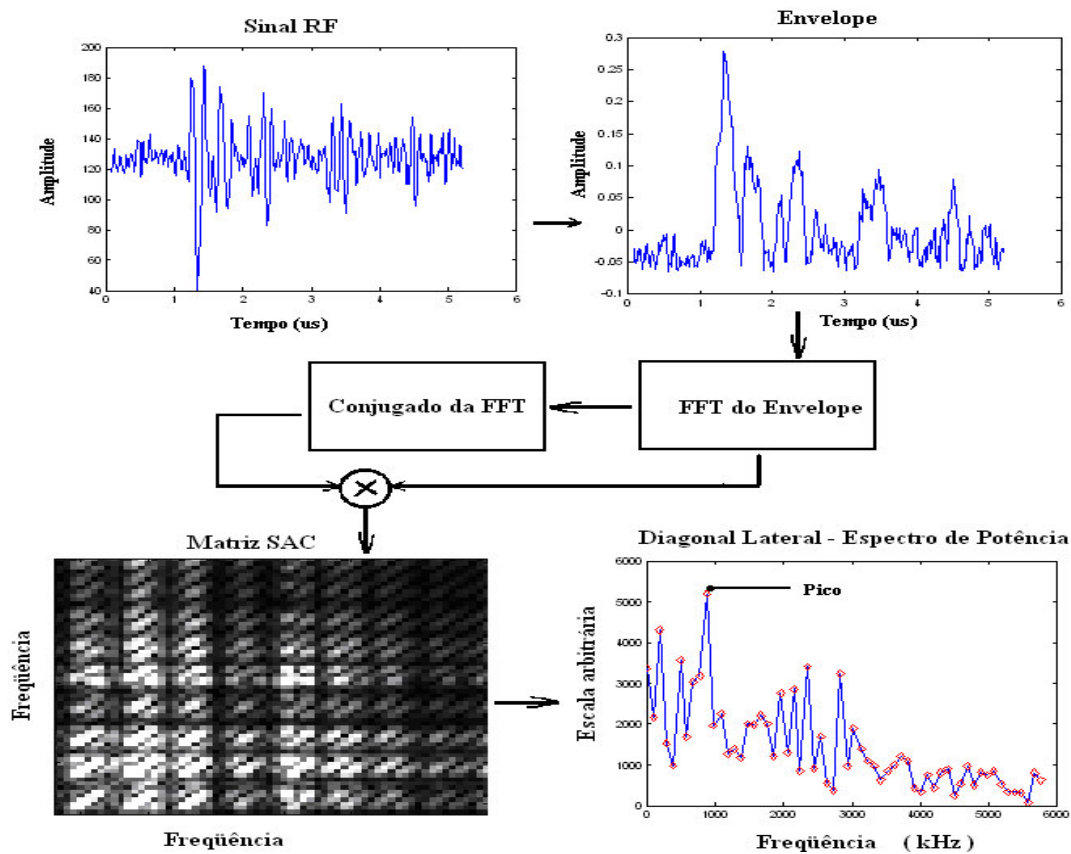


Figura IV.5: Diagrama de aquisição do SAC onde se observa o Sinal RF original, o seu envelope, a imagem do SAC bi-frequencial e o Espectro de Potência da diagonal lateral.

IV.2 Métodos comparativos

IV.2.1 Método SSA

O método da Análise do Espectro Singular (SSA), usado por PEREIRA e MACIEL (2001) e PEREIRA *et al.* (2002), baseia-se na reconstrução do sinal somente com os componentes periódicos mais importantes do sinal RF. A técnica utiliza-se da análise dos componentes principais (*Principal Component Analysis_ PCA*) que visa encontrar soluções para equação :

$$CE_k = A_k E_k \quad (IV.1)$$

Onde :

\mathbf{C} é a matriz de covariância do sinal,

\mathbf{A}_k são os autovalores de \mathbf{C} ,

\mathbf{E}_k são os autovetores de \mathbf{C} .

Na PCA, um sinal de tamanho de N pontos pode ser reescrito em uma base ortonormal composta de M autovetores ($\mathbf{E}_k, 1 \leq k \leq M$). O algoritmo implementado é o que se segue, ilustrado pelas Figuras IV.6 a e b:

1. De um sinal ultra-sônico RF de N pontos, move-se uma janela de M pontos ao longo, formando uma matriz $M \times N-M+1$, sendo $M < N$.
2. Calcula-se a matriz de covariância \mathbf{C} de dimensão $M \times M$.
3. Obtêm-se os autovalores da diagonalização de \mathbf{C} . Esses autovalores produzem os autovetores.
4. Após a obtenção dos autovalores, reconstrói-se o sinal usando uma nova base de autovetores, na qual cada vetor possui uma fração da variância total do sistema, dada pelo respectivo autovalor.

Pode-se, então, representar o vetor X como sendo

$$X = \sum_{k=1}^M A_k E_k \quad (\text{IV.2})$$

Onde:

\mathbf{A}_k (componentes principais) é a projeção do vetor X no respectivo autovetor;

\mathbf{E}_k é o autovetor da matriz de covariância de X ;

M é a dimensão de \mathbf{C} .

VAUTARD e GHIL (1989) demonstraram que a presença de autovalores com valores bem próximos entre si poderiam ser identificados como pares, e estariam associados a um componente periódico do sinal. Isso vem do fato de que, se existe um componente periódico, a sua tendência é de projetar sua energia somente em duas bases (formando um par), porém os sinais aperiódicos terão sua energia distribuída entre várias bases. Por essa razão, outro procedimento adotado é organizar os autovalores de forma decrescente, até que a soma da variância total alcance 98%. Os autovalores remanescentes dessa organização decrescente são descartados, pois são considerados como representantes de ruído.

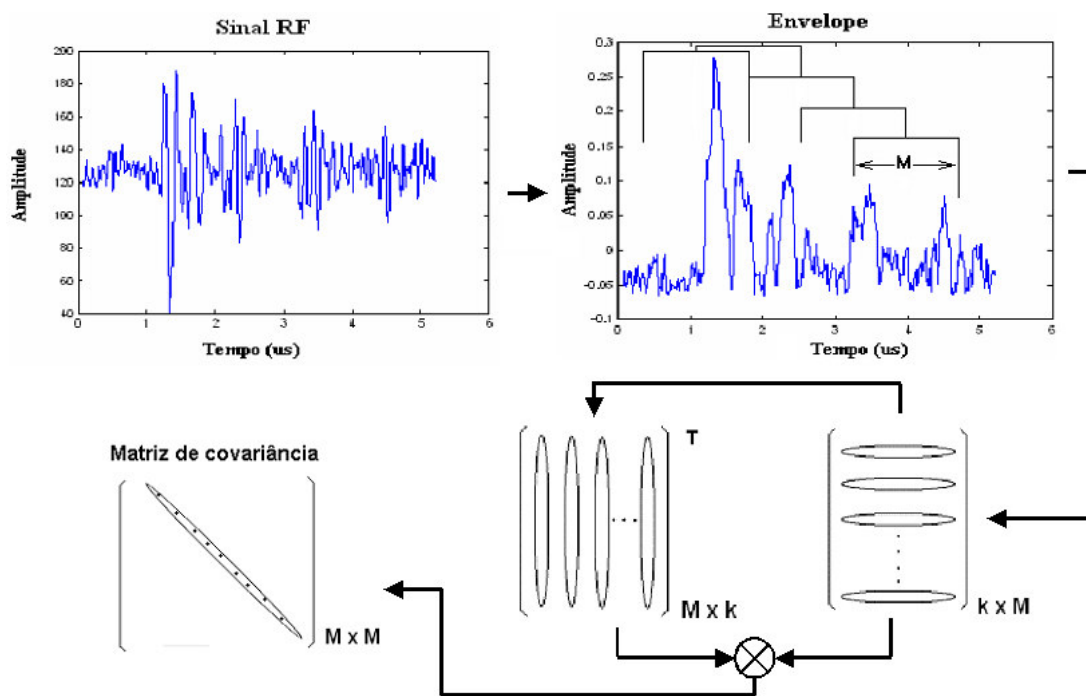


Figura IV.6a: Geração da matriz de covariância para a reconstrução do sinal na metodologia SSA.

PEREIRA e MACIEL (2001) e PEREIRA *et al.* (2002) adotaram critérios heurísticos, no caso de aplicações para sinais ultra-sônicos de *phantoms* de fios de

nylon e de tecido hepático bovino *in vitro*, para a seleção dos pares de autovalores, estes são, uma autocorrelação cruzada de, no mínimo, 80 %, e as frequências associadas aos autovetores devem ser espaçadas entre si de não mais do que 2,5%.

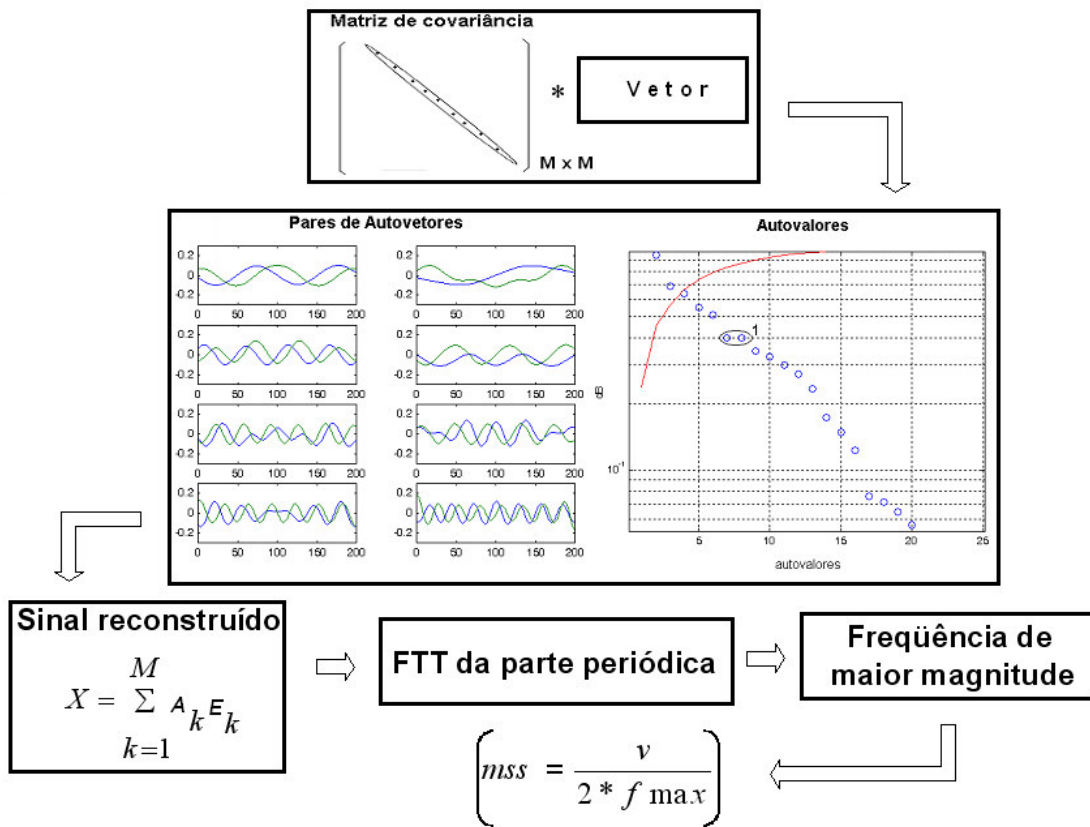


Figura IV. 6b: Reconstrução do novo sinal após obtenção da matriz de covariância na metodologia SSA.

Uma vez identificados os autovetores relativos aos pares de autovalores, reconstrói-se somente a parte periódica do sinal original. Após a reconstrução do sinal na nova base, toma-se sua FFT e encontra-se a frequência relativa ao pico de maior magnitude, para então estimar o MSS.

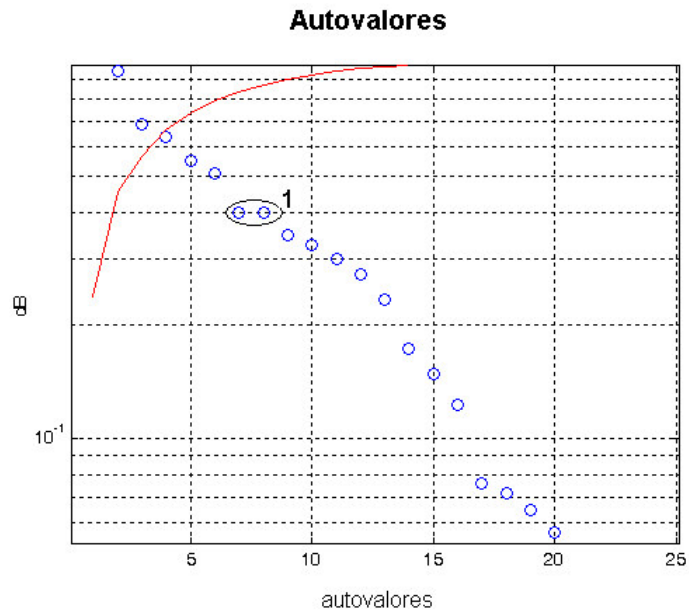


Figura IV.7. Espectro Singular com autovalores para reconstrução do sinal periódico. O número 1 representa um par de autovalores provenientes do primeiro sinal US de fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento. Os autovalores acima da curva são descartados.

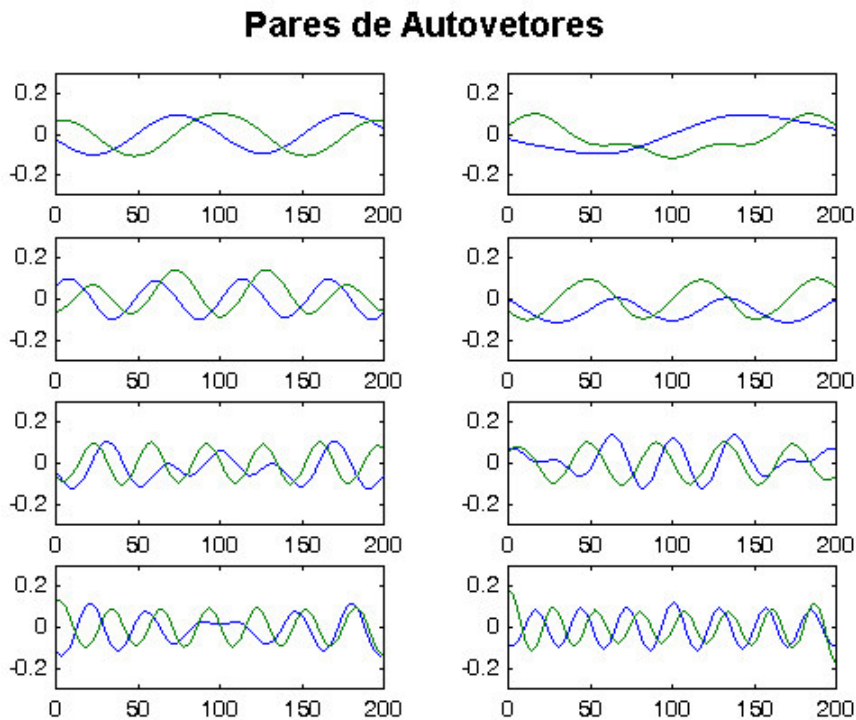


Figura IV.8. Espectro Singular com primeiros 8 pares de autovetores (8 pares de autovalores) para reconstrução do sinal periódico. Os pares são provenientes do primeiro sinal US de fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento.

IV.2.2 Método de SIMON

O método ou algoritmo de SIMON (SIMON *et al.* 1997) utiliza a transformação quadrática do sinal RF (sinal temporal elevado ao quadrado), para que se pronuncie o pico de periodicidade. Ao contrário dos métodos SAC e SSA, a janela de procura do pico é obrigatória para este método. Por isso há necessidade de se conhecer previamente a faixa de periodicidade do meio que se quer estimar.

Sua implementação consiste dos seguintes passos:

1. Toma-se o sinal ultra-sônico RF e o eleva ao quadrado.
2. Calcula-se a FFT do novo sinal.
3. Estabelece-se uma janela de procura dentro do espectro onde se espera encontrar o pico referente à periodicidade do meio.
4. Toma-se a frequência relativa ao pico de máxima amplitude para estimar o MSS, usando a equação III.10.

As Figuras IV.9 a e b, são referentes à primeira das 152 linhas processadas para os sinais de *phantom* fios de nylon (nesse caso no de 0,8 mm de espaçamento). A Figura IV.8 mostra 3 gráficos representando as 3 etapas do processo referentes ao método de SIMON. Um sinal original, elevado ao quadrado em seguida e no final, a FFT do sinal elevado ao quadrado.

A Figura IV.9b, mostra o último gráfico da Figura IV.9a ampliado, no caso a FFT no qual é feita a busca do maior pico usando uma janela espectral de 1562 kHz,

o tamanho da janela pode variar de acordo com as propriedades (espaçamento, espessura, ect...) dos sinais medidos.

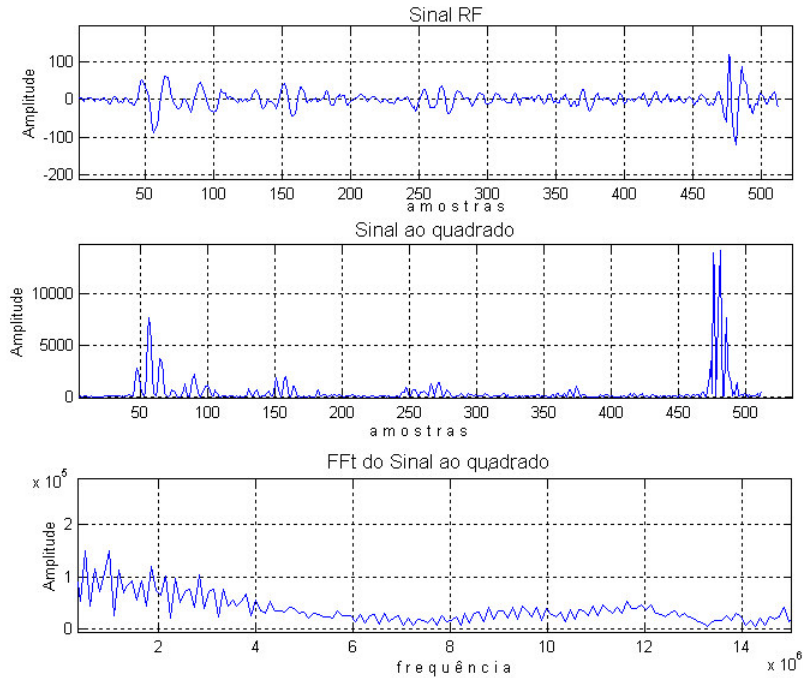


Figura IV.9a. Método do SIMON, o primeiro gráfico representa o sinal RF original, o segundo é o sinal RF original elevado ao quadrado e o terceiro gráfico, a FFT do sinal elevado ao quadrado.

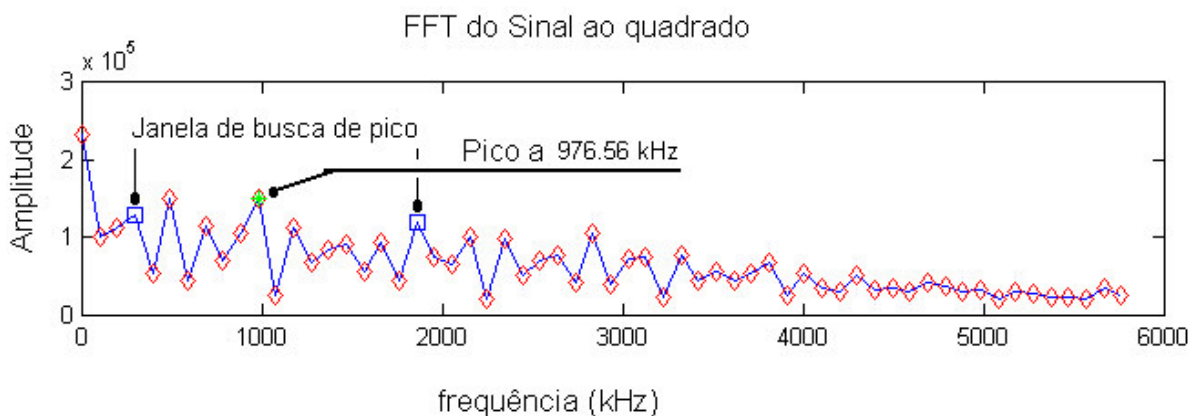


Figura IV.9b. Busca do pico pelo método de SIMON no terceiro gráfico da Figura IV.8 com uma janela aberta de 293 kHz a 1855 kHz. Pico encontrado automaticamente a 976,56 kHz, correspondendo a um espaçamento de 0,77 mm (calculado segundo a equação III.10). Sinais provenientes do primeiro sinal US de fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento.

V. RESULTADOS

Nesse capítulo, serão apresentados os resultados obtidos pelos três métodos, SAC, SSA e o algoritmo de SIMON. Na primeira fase, serão apresentados os resultados referentes aos sinais simples simulados por meio da técnica SAC. Em seguida, os com o uso dos *phantoms* de fios de nylon de 0,8 mm e 1,2 mm de espaçamento, que mimetizam a periodicidade de tecidos biológicos. Por fim, a aplicação das técnicas em meio biológico por meio de sinais de osso trabecular humano *in vitro*.

V.1. Avaliação da técnica SAC

Nessa primeira seção a avaliação da técnica é feita por meio de sinais simples senoidais sem ruído e com ruído. Dois sinais sem ruído, constituídos de frequências de 100 Hz e 320 Hz e de 512 pontos cada e um sinal, composto de duas frequências (100 Hz e 320 Hz) e de 4096 pontos com ruído a diferentes níveis.

V.1.1 Sinais simulados senoidais e sem ruído

As Figuras V.1 e V.2 mostram os sinais senoidais utilizados na simulação e nas Figuras V.3 e V.4 estão os respectivos módulos da matriz SAC. Observar que ocorre um espalhamento de valores ao redor do pico, em cada caso.

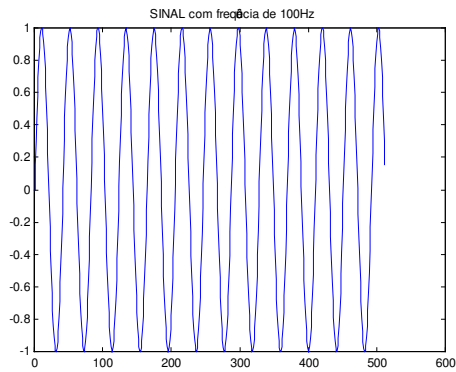


Figura V.1. Sinal com freqüência de 100 Hz (janela de 512 pontos).

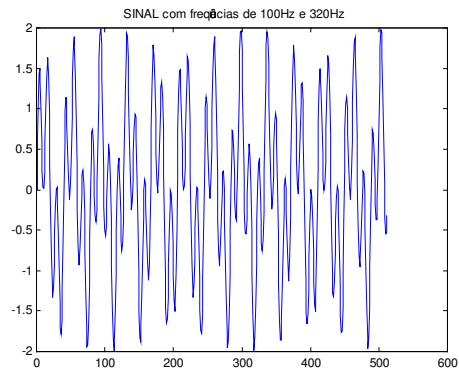


Figura V.2. Soma de senoides com freqüências de 100 e 320 Hz (janela de 512 pontos).

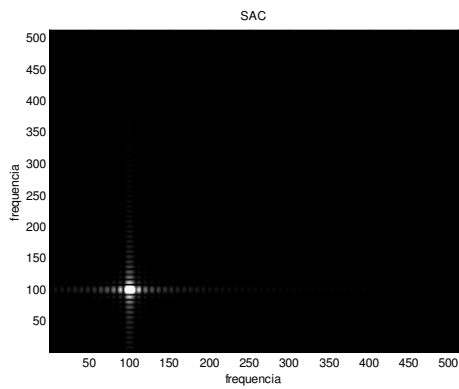


Figura V.3. Módulo da matriz SAC do sinal com freqüência única de 100Hz.

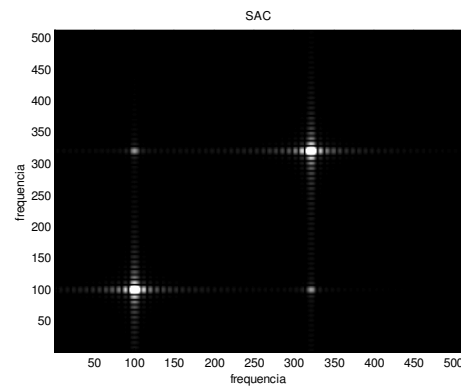


Figura V.4. Módulo da matriz SAC do sinal com duas freqüências de 100 e 320 Hz.

Observa-se na Figura V.4 pontos laterais além das freqüências esperadas que estão relacionados às freqüências do sinal, enquanto na Figura V.3 não há pontos laterais.

V.1.2 Sinais simples com ruído branco

A Figura V.5 mostra um sinal utilizado na simulação, composto de duas senoides (100 Hz e 320 Hz) com ruído branco e SNR de 0 dB. Este sinal foi simulado com varias relações sinal-ruído (SNRs): -3 dB, 0 dB, 3 dB, 6 dB, e 12 dB (e -3 dB). Nas Figuras V.6, V.7, V.8, V.9 e V.10 estão os respectivos espectros obtidos pelo método SAC.

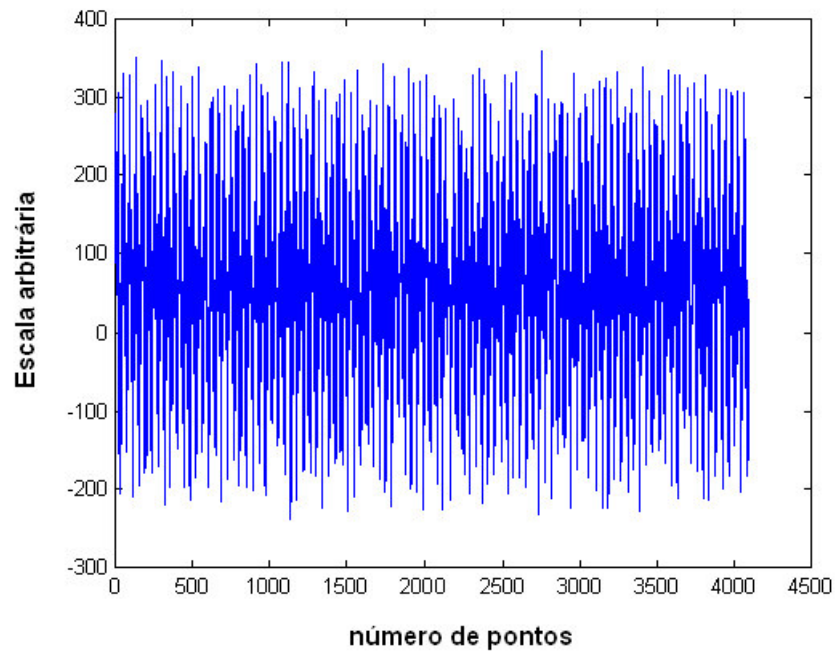


Figura V.5. Sinal simulado composto de duas senoides, de freqüências 100 Hz e 320 Hz, adicionado de ruído branco com SNR de 0 dB de 4096 pontos.

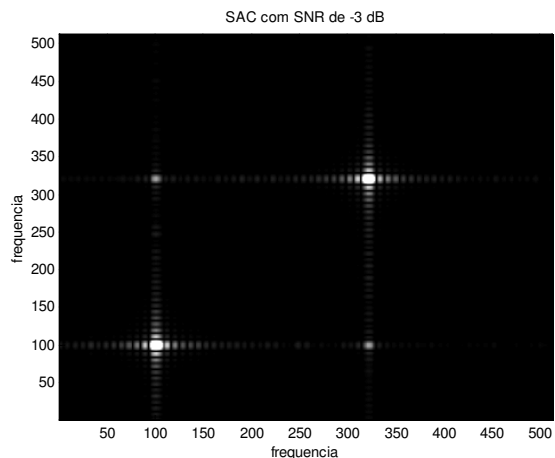


Figura V.6. Matriz SAC, sinal com relação Sinal-ruído de -3 dB. Os pontos representam as frequências de 100 Hz e 320 Hz.

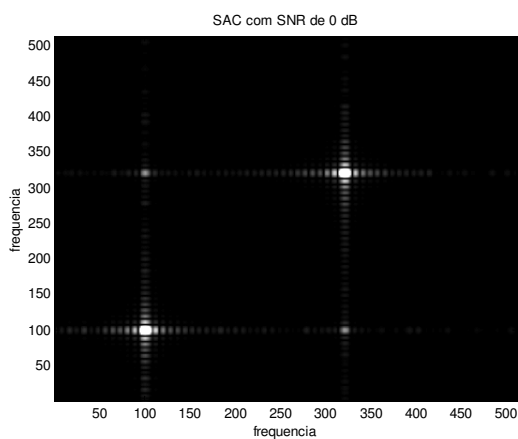


Figura V.7. Matriz SAC do sinal composto de duas frequências, 100 Hz e 320 Hz, com ruído de média zero e variância unitária, com SNR 0 db

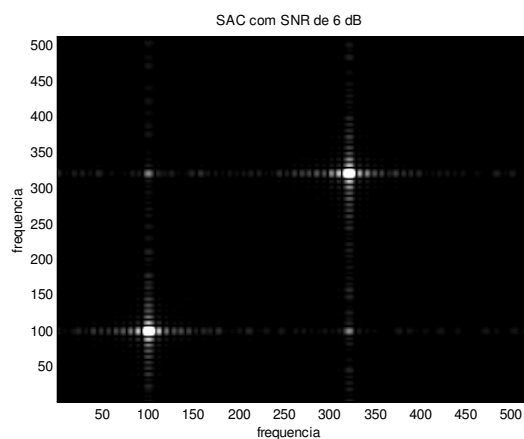


Figura V.9. Matriz SAC, sinal com relação Sinal-ruído de 6 dB.

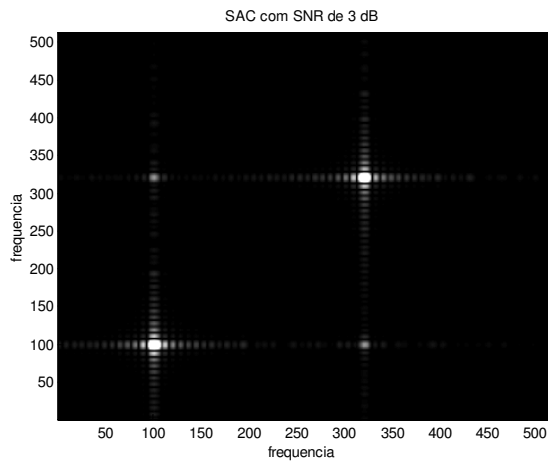


Figura V.8. Matriz SAC, sinal com relação Sinal-ruído de 3 dB.

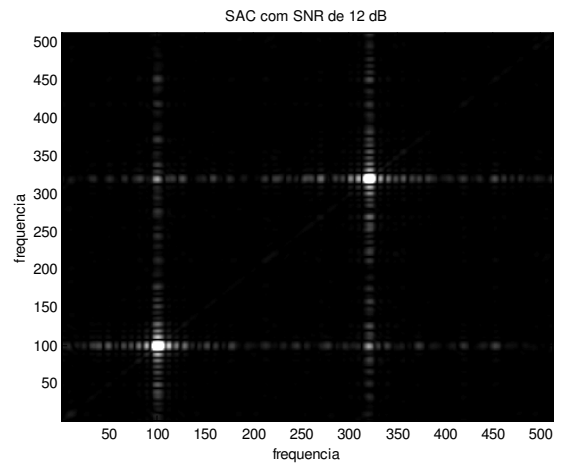


Figura V.10. Matriz SAC, sinal com relação Sinal-ruído de 12 dB.

Nas Figuras acima, observa-se, à medida que o ruído aumenta, um aumento do espalhamento ao redor das frequências esperadas. A Figura V.10, relacionada à de maior ruído (12 dB) apresenta um maior espalhamento ao redor das suas frequências.

V.2. Comparação dos três métodos de estimativa de periodicidade

V.2.1 Sinais de *Phantoms* de fios de nylon

Para os fios de nylon, 152 sinais de US foram processados para cada um dos *phantoms*, com velocidade média de 1498 m/s (velocidade do US na água, 25°C). As Figuras V.11 e V.12 apresentam exemplos de sinais RF dos fios de nylon de 0,8 mm e 1,2 mm, respectivamente, as Figuras V.13 e V.14 os módulos da matriz SAC dos fios de nylon.

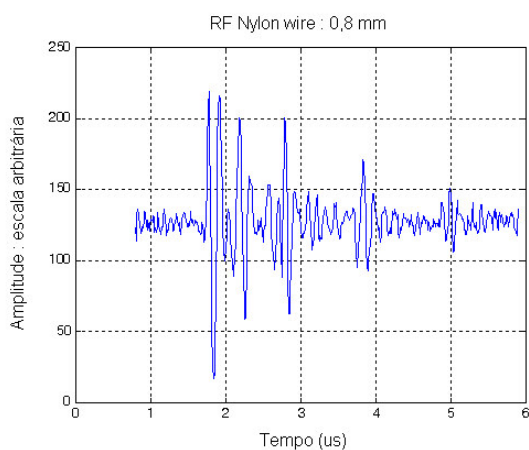


Figura V.11. Exemplo de sinal RF do phantom de fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento.

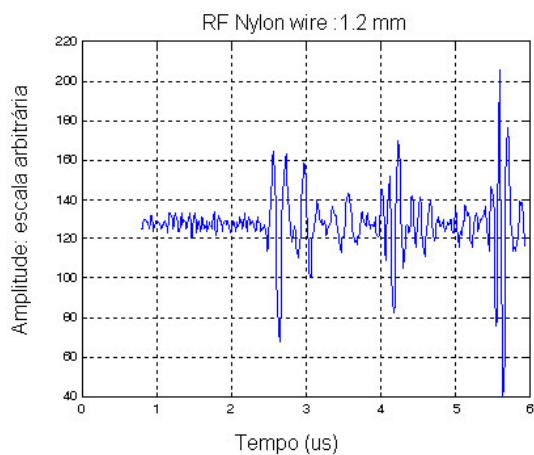


Figura V.12. Exemplo de sinal RF do phantom de fios de nylon de 1,2 mm de espaçamento

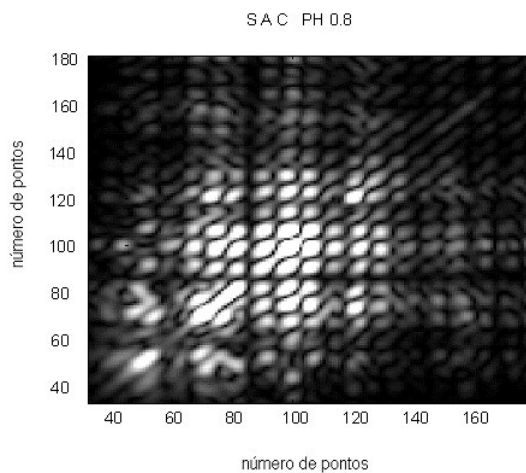


Figura V.13. Módulo da matriz SAC do de 0,8 mm de espaçamento.

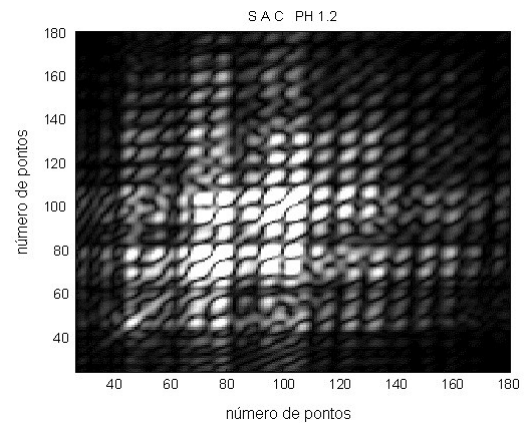


Figura V.14. Módulo da matriz Phantom SAC do Phantom de 1,2 mm de espaçamento

Observa-se que na Figura V.14 relativa aos fios de nylon de 1,2 mm de espaçamento há melhor nitidez da imagem em relação à Figura V.13 relativa aos fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento, conseqüentemente uma melhor separação ou discriminação dos picos de frequência.

A Figura V.15 representa o espectro de potência característico do *phantom* de fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento, enquanto que nas Figuras V.16, a e b, encontram-se os histogramas dos MSS estimados para cada uma das 152 linhas dos phantoms de 0,8 mmn, ou seja, 0,94 MHz, e 1,2 mm, ou seja, 0,62 MHz. Os histogramas possuem largura de classe de 33 μ m e 41 classes no total. A média, o desvio-padrão e o coeficiente de variação das estimativas estão na Tabela V.1.

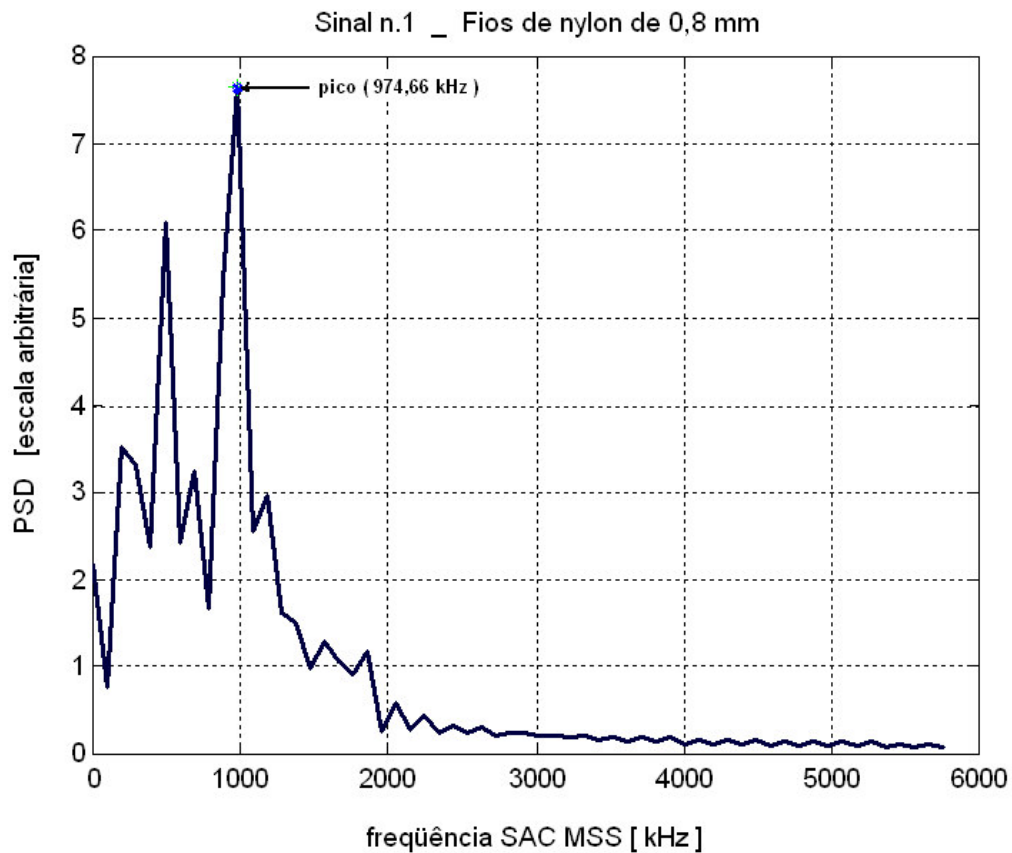
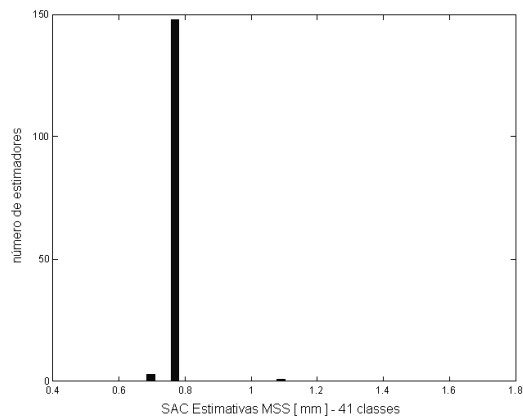
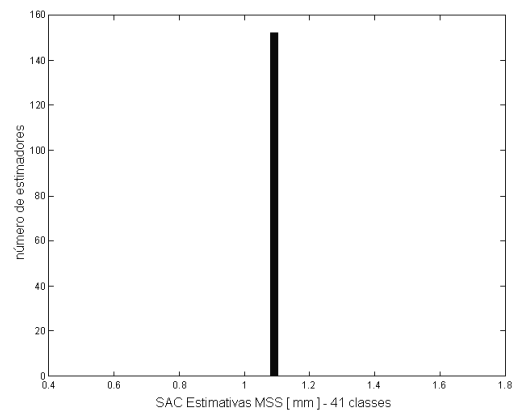


Figura V.15. Espectro de potência da primeira diagonal lateral (ao lado da principal) do phantom de 0,8 mm de espaçamento. O pico encontra-se na frequência de 974,66 kHz, correspondente a um MSS de 768,47 μm (segundo a equação III.10).

Após processamento através do Matlab dos sinais de Phantoms, obtiveram-se as estimativas das médias das 152 linhas dos sinais RF dos fios de nylon pelo SAC, representados pelos histogramas das Figuras V.16, enquanto as Figuras V.17 e V.18 representam os histogramas das estimativas das médias para os métodos SSA e SIMON respectivamente.



a)



b)

Figura V.16. Histogramas do SAC referentes aos 152 sinais US dos *phantoms* de fios de nylon **a)** *phantom* de 0,8 mm de espaçamento. **b)** *phantom* de 1,2 mm de espaçamento

Os histogramas do método SAC revelam algumas amostras em torno da média para os fios de nylon de 0,8 mm de espaçamento (Figura V.16a). Para o espaçamento de 1,2 mm, todas as amostras encontram-se no mesmo valor (Figura V.16b).

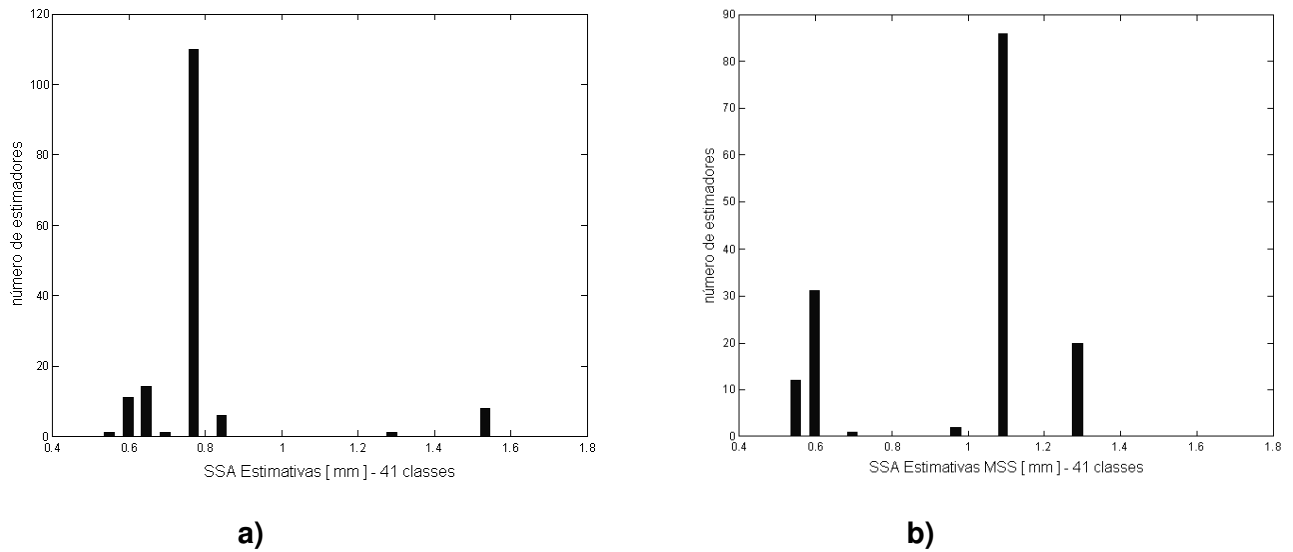


Figura V.17. Histogramas do SSA referentes aos 152 sinais US dos *phantoms* de fios de nylon **a).** *phantom* de 0,8 mm de espaçamento. **b)** *phantom* de 1,2 mm de espaçamento

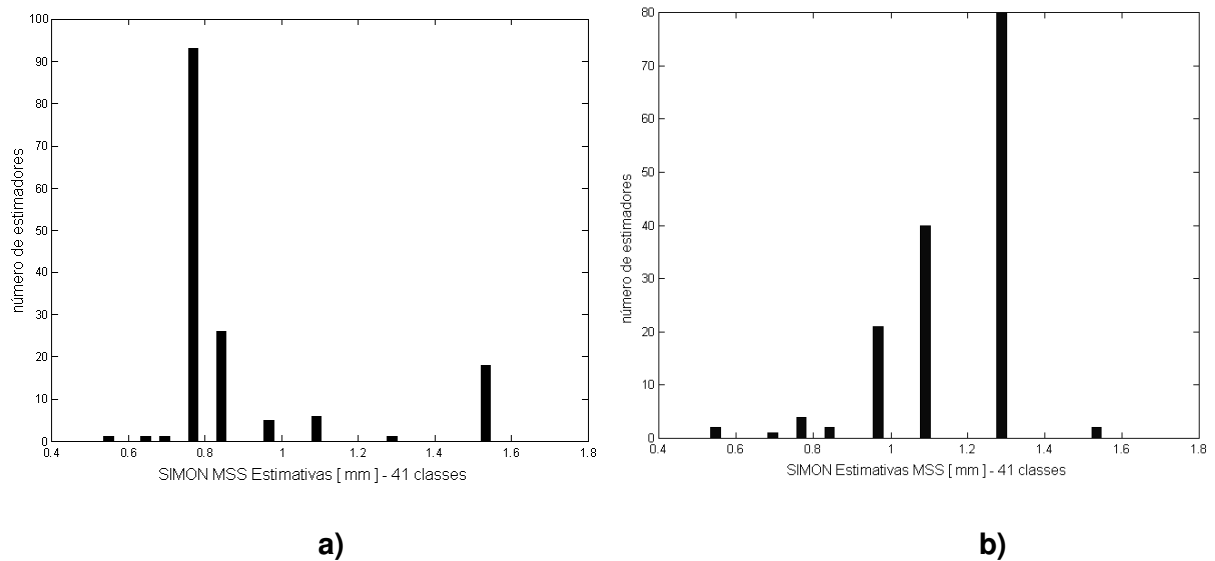


Figura V.18. Histogramas do SIMON referentes aos 152 sinais US dos *phantoms* de fios de nylon **a).** *phantom* de 0,8 mm de espaçamento. **b)** *phantom* de 1,2 mm de espaçamento

Após a obtenção dos histogramas dos sinais de *phantoms* de fios de nylon, passa-se à fase de comparação com os métodos SSA e SIMON para avaliar o potencial do SAC em relação às demais. Nesse aspecto foram obtidos os resultados da Tabela V.1.

Tabela V.1. Estimativas dos MSS dos Phantoms de 0,8 mm e 1,2 mm

| Estimadores | SAC | | SSA | | SIMON | |
|-----------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| | Phantom 0.8 mm | Phantom 1,2 mm | Phantom 0.8 mm | Phantom 1.2 mm | Phantom 0,8 mm | Phantom 1,2 mm |
| MSS (mm) | 0,77 | 1,10 | 0,79 | 0,97 | 0,89 | 1,16 |
| Variância (mm) | 0,28 | 0,00 | 0,19 | 0,26 | 0,25 | 0,17 |
| CV (%) | 3,71 | 0,00 | 24,39 | 26,49 | 28,19 | 14,39 |
| Moda (mm) | 0,77 | 1,10 | 0,77 | 1,10 | 0,77 | 1,29 |

CV : coeficiente de variação = desvio-padrão/média

Na Figura V.17 há uma distribuição do histograma ao redor do valor 0,6mm. Isso é consistente com a espessura do fio de nylon, conforme publicado em PEREIRA *et al.*(2002). Estes valores foram excluídos do histograma para se obter as estimativas de MMS via SSA, na Tabela V.1

V.2.2. Sinais de osso trabecular humano

Para os sinais do osso trabecular humano, foram processadas 24 amostras com 36 sinais RF cada, com velocidade de 1482 m/s (velocidade do US em água, 20°C). Uma janela de processamento foi imposta, de 0,65 mm a 1,5 mm para todos os sinais. Em alguns casos (8 deles), onde os histogramas ficaram com suas últimas classes superpopuladas, outra janela foi aplicada, de 0,65 mm a 2,1 mm. Os resultados obtidos com o SAC, SSA e SIMON estão na Tabela V.2, junto com as medidas obtidas com a microtomografia síncrotron. A regressão linear entre as

estimativas de MSS dos três métodos e via Sincrotron, pode ser vista nas Figuras V.19, V.20 e V.21, exibindo coeficientes de correlação $R^2 = 0,71$, $R^2 = 0,69$ e $R^2 = 0,06$ para SAC, SSA e SIMON respectivamente.

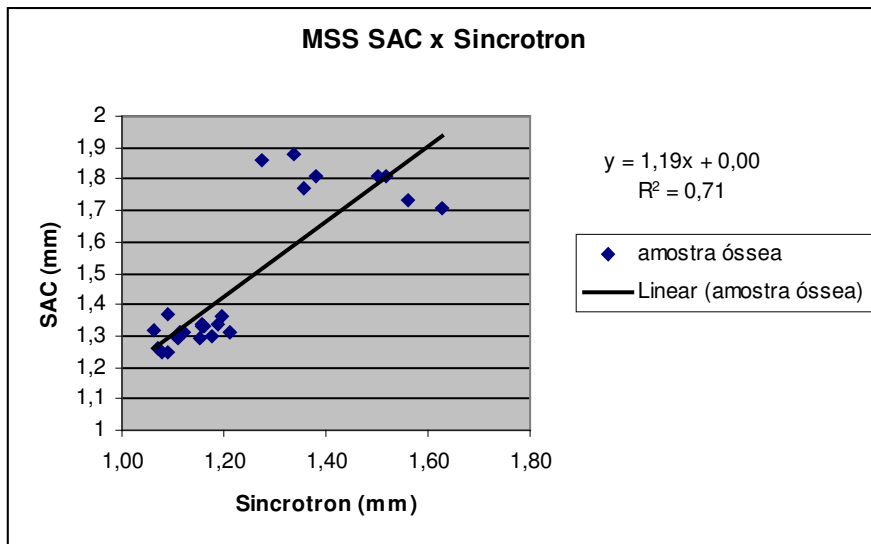


Figura V.19. Regressão Linear entre as estimativas do MSS do osso trabecular por SAC e por Sincrotron. O coeficiente $R^2 = 0,71$ indica uma relação significativa entre as duas técnicas.

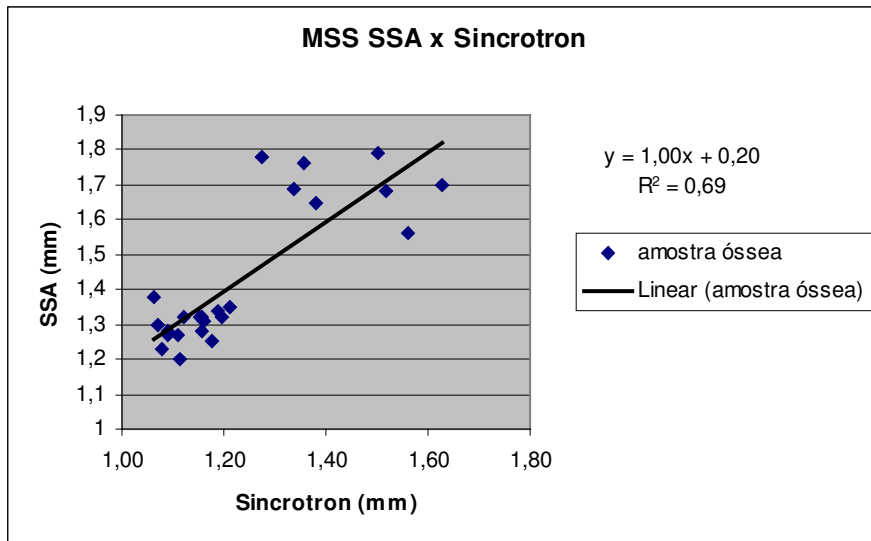


Figura V.20. Regressão Linear entre as estimativas do MSS do osso trabecular por SSA e por Sincrotron. O coeficiente $R^2 = 0,69$ indica uma relação significativa entre as duas técnicas.

As Figuras V.19 e V.20 apresentam valores concentrados ao longo da reta de regressão entre as ordenadas (1,2; 1,4) para o SAC e o SSA e uma dispersão para os valores entre (1,7; 1,9) para o SAC e (1,5; 1,7) para o SSA. Os métodos SAC e SSA

apresentam uma semelhança em relação à distribuição amostral ao longo da reta de regressão linear.

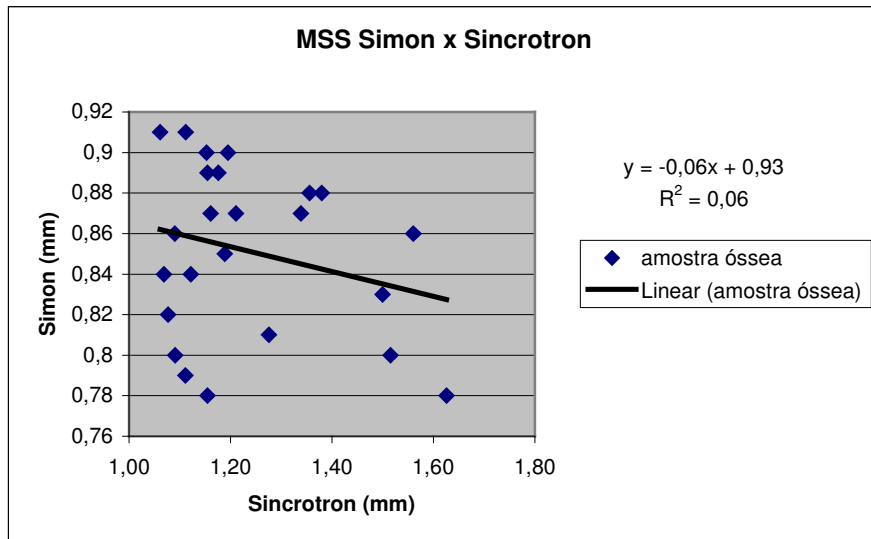


Figura V.21. Regressão Linear entre as estimativas do MSS do osso trabecular por SIMON e por Sincrotron.

Ao contrário das Figuras V.19 e V.20, a Figura V.21 mostra uma alta dispersão amostral ao longo da reta de regressão linear. Observa-se um coeficiente $R^2 = 0,06$, indicando que não há relação importante entre as duas metodologias.

Tabela V.2. Estimativa MSS do osso trabecular humano (36 estimativas para cada média) para os três métodos

| AMOSTRA | MSS Sincr. (mm) | SAC MSS media (mm) | SAC CV (%) | SSA MSS media (mm) | SSA CV (%) | SIMON MSS media (mm) | SIMON CV (%) |
|----------------|------------------------|---------------------------|-------------------|---------------------------|-------------------|-----------------------------|---------------------|
| 1 | 1,16 | 1,33 | 8,96 | 1,28 | 18,70 | 0,78 | 10,20 |
| 2 | 1,12 | 1,31 | 12,97 | 1,32 | 17,30 | 0,84 | 4,85 |
| 3 | 1,15 | 1,29 | 8,58 | 1,32 | 14,19 | 0,9 | 11,53 |
| 4 | 1,09 | 1,25 | 12,52 | 1,27 | 15,16 | 0,8 | 11,93 |
| 5 | 1,50 | 1,81 | 9,73 | 1,79 | 16,13 | 0,83 | 10,67 |
| 6 | 1,63 | 1,71 | 16,87 | 1,70 | 20,75 | 0,78 | 11,44 |
| 7 | 1,08 | 1,25 | 9,15 | 1,23 | 17,55 | 0,82 | 7,92 |
| 8 | 1,11 | 1,31 | 9,93 | 1,20 | 19,90 | 0,91 | 6,55 |
| 9 | 1,11 | 1,29 | 8,46 | 1,27 | 15,81 | 0,79 | 9,30 |
| 10 | 1,38 | 1,81 | 14,77 | 1,65 | 29,22 | 0,88 | 10,62 |
| 11 | 1,36 | 1,77 | 11,98 | 1,76 | 17,74 | 0,88 | 11,96 |
| 12 | 1,56 | 1,73 | 14,81 | 1,56 | 25,91 | 0,86 | 12,14 |
| 13 | 1,20 | 1,36 | 6,08 | 1,32 | 12,84 | 0,9 | 10,57 |
| 14 | 1,16 | 1,34 | 7,43 | 1,32 | 14,30 | 0,89 | 8,14 |
| 15 | 1,34 | 1,88 | 10,75 | 1,69 | 22,41 | 0,87 | 11,94 |
| 16 | 1,06 | 1,32 | 11,33 | 1,38 | 14,29 | 0,91 | 15,76 |
| 17 | 1,21 | 1,31 | 10,91 | 1,35 | 12,05 | 0,87 | 11,35 |
| 18 | 1,19 | 1,34 | 9,01 | 1,34 | 12,58 | 0,85 | 12,68 |
| 19 | 1,16 | 1,33 | 6,47 | 1,31 | 16,87 | 0,87 | 16,87 |
| 20 | 1,09 | 1,37 | 8,75 | 1,28 | 20,48 | 0,86 | 12,68 |
| 21 | 1,52 | 1,81 | 11,26 | 1,68 | 21,01 | 0,8 | 10,06 |
| 22 | 1,28 | 1,86 | 11,17 | 1,78 | 19,76 | 0,81 | 12,06 |
| 23 | 1,18 | 1,30 | 9,94 | 1,25 | 18,76 | 0,89 | 12,87 |
| 24 | 1,07 | 1,26 | 13,02 | 1,30 | 15,19 | 0,84 | 10,08 |

VI. DISCUSSÃO

Foi realizada a implementação do método SAC para estimativas de periodicidades em sinais ultra-sônicos. O método foi aplicado a sinais simulados senoidais, sinais de *phantoms* e sinais de osso trabecular humano *in vitro*.

Para os sinais simulados, o método SAC apresentou picos nas frequências 100 Hz e 320 Hz que são as frequências das senóides simuladas (Figuras V.3, V.4, V.6 a V.10). Pode-se notar a presença de picos na diagonal principal, assim como esperado (VARGHESE e DONOHUE, 1997), indicando ambas as frequências simuladas. Os pontos presentes nas diagonais laterais ou secundárias são causados pela superposição das frequências secundárias referentes aos picos esperados. Pode-se notar que, à medida em que o nível de ruído aumenta (Figuras V.6 a V.10), há também um aumento de espalhamento ao redor dos picos de frequências esperados, causado pela aumento das frequências não periódicas.

Os sinais do *phantom* de 1,2 mm tinham melhor relação sinal/ruído e isso se refletiu nas estimativas semelhantes entre si, como se pode ver nos histogramas das Figuras V.16b, V.17b e V.18b, onde as estimativas geram menos classes. Já os sinais do phantom de 0,8 mm, a relação sinal/ruído era menor, tornando as estimativas um pouco mais dispersas (Figuras V.16a, V.17a e V.18a), gerando várias classes nos histogramas. Nas estimativas das médias para os sinais de fios de nylon, no caso dos métodos SAC e SSA, nenhuma janela prévia de processamento foi necessária pelo fato dos phantoms apresentarem características periódicas evidentes e praticamente sem ruído. Mas o método de SIMON requer uma janela prévia de processamento. Mas é interessante ressaltar que uma janela no SSA é necessária para excluir as estimativas da espessura do fio de nylon (PEREIRA *et al.* 2004).

Para os sinais de osso trabecular humano, PEREIRA et al (2004), encontraram no caso do SSA, valores entre 1,01 mm e 1,55 mm, enquanto que a microtomografia por sincrotron encontrou valores entre 1,0 mm e 1,7 mm, proporcionando uma correlação $R^2 = 0,69$ entre as duas medidas. Quanto ao presente estudo, foram encontradas correlações entre a microtomografia sincrotron e os diferentes métodos de $R^2 = 0,71$, $R^2 = 0,69$ e $R^2 = 0,06$, para o SAC, SSA e SIMON respectivamente. Para os sinais de osso trabecular humano, entretanto, a janela prévia de processamento foi necessária pelo fato das trabéculas terem espessura e orientação espacial diferentes. Assim, trabéculas mais espessas podem dominar a energia retroespalhada, e o algoritmo de detecção do pico dos métodos SSA e SAC estimaria o MSS entre estes alvos, dando um valor maior do que se pretende. A baixa correlação do método de SIMON pode ser devida ao fato de este não separar a parte periódica e a difusa do sinal antes da estimativa. Assim, a energia devida à parte difusa do sinal pode gerar picos que o algoritmo identificará como picos de periodicidade. SIMON também relata problema semelhante (SIMON et al. 1997).

VII. CONCLUSÃO

O MSS estimado nesse estudo proporcionou para os *phantoms* de fios de nylon de 0,8 mm, os valores de 0,77 mm, 0,79 mm e 0,89 mm, para SAC, SSA e SIMON respectivamente, proporcionando um erro aceitável (caracterizado por seus baixos coeficientes de variação). Para os *phantoms* de fios de nylon de 1,2 mm, os resultados obtidos foram de 1,10 mm, 0,97 mm e 1,16 mm para SAC, SSA e SIMON respectivamente, o que também é aceitável.

As correlações de $R^2 = 0,71$ e $R^2 = 0,69$ entre as estimativas SAC e SSA e aquelas por microtomografia sincrotron foram satisfatórias e indicam que os métodos têm potencial para serem explorados no estudo da mudança do espaçamento de trabéculas, principalmente em casos patológicos como a osteoporose. Já com o método de SIMON, o mesmo não pode ser afirmado.

O uso da janela é uma limitação da metodologia SAC pois é necessário conhecer previamente o meio a ser quantificado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BENDAT J.S., PIERSOL A.G., 2000, Random Data: Analysis and Measurement Procedures, New York, John Wiley and Sons.
- BRIDAL, S. L., SAÏED, A., CHÉRIN, E., et al., 1998, “High-resolution quantitative echography with tissue parameters”, J. Echograph Med Ultrasons/ JEMU. n 19(2/3), pp. 204–211.
- FELLINGHAM, L. and SOMMER, F., 1984, “Ultrasonic characterization of tissue structure in vivo human liver and spleen”, IEEE Trans Sonics and Ultrasonics, v. SU-31, pp. 418–428.
- GARDNER, W.A., 1991, “Exploitation of spectral redundancy in cyclostationary signals”, IEEE Signal Proc. Magazine, v. 8, pp. 14-36.
- GLUER, C.C., WU, C.Y., JERGAS, M., et al., 1994, “Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure”, Calcif Tissue Int, n 55, pp. 46-52.
- GOLDING, A., JONES, I.E., TAYLOR, R.W., et al., 2000, “More broken bones: a four-year double cohort study of young girls with and without distal forearm fractures”, J Bone Miner Res. 15, 2011-18.
- KAUATI, A., 2003, *Avaliação da detecção automática do espaçamento médio de espalhadores utilizando em sinais ultra-sônicos*, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- KUC, R., HAGHKERDER, K., O'DONNELL, M., 1986, “Presence of cepstral peaks in random reflected ultrasound signal”. Ultrasonic Imaging, v 8, pp. 196-212.
- LANDINI, L. and VERRAZZANI, L., 1990, “Spectral characterization of tissue microstructure by ultrasound: A stochastic approach”, IEEE Trans UFFC, v 37, pp. 448–456.

- LANGTON, C.M., PALMER, S.B., PORTER, R.W., 1984, "The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone", *National English Journal of Medicine*, v 13, pp. 89–91.
- LANGTON, C.M., 1994, "The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis", *Clin Rheumatol*, v. 13 (Suppl. 1), pp.13–17.
- LAUGIER, P., DROIN, P., LAVAL-JEANTET, A.M., et al., 1997, "In Vitro assessment of the relationship between acoustic properties and Bone Mass Density of the calcaneus by comparison of the ultrasound parametric imaging and Quantitative Computed Tomography". *Bone*, v. 20, n. 2, pp.157–165.
- MILLER, P.D., NJEH, C.F., JANKOWSKI, L.G., et al., 2002, "International Society for Clinical Densitometry Position Development Conference", *J. Clin. Densitom.*, v. 5(suppl), ss. 39-45.
- NARAYANAN, V.M., MOLTHEN, R.C., SHANKAR, P.M., et al., 1997, "Studies on ultrasonic scattering from quasi-periodic structures", *IEEE Trans UFFC*, v. 44, pp. 114–124.
- PEREIRA, W.C. A., BRIDAL, S.L., CORON, A., et al., 2004, "Singular Spectrum Analysis applied to backscattered ultrasound signals from IN Vitro human cancellous bone specimens", *IEEE Trans UFFC*, v. 51, n. 3, pp. 302–312.
- PEREIRA, W.C.A., ABDELWAHAB, A., BRIDAL, S.L., et al., 2002, "Singular Spectrum Analysis Applied to 20MHz Backscattered Ultrasound Signals from Periodic and Quasi-Periodic Phantoms", *Acoustical Imaging*, v. 26, Kluwer Academics, pp. 239-246.
- PEREIRA, W.C.A. and MACIEL, C.D., 2001, "Performance of ultrasound echo decomposition using Singular Spectrum Analysis". *Ultrasound in Med & Biol.*, v. 27, pp. 1231-1238.
- RAMOS, L.R., TONIOLO, J., CENDOROGLO, M.S., et al, 1998, "Two-year follow-up study of elderly residents in S. Paulo, Brazil: methodology and preliminary results", *Rev Saúde Pública*, 32 (5), pp. 397–407.

- SERPE, L.J., RHO, J.Y., 1996, "Broadband ultrasound attenuation value dependence on bone width in vitro", *Phys Med Biol.*, n. 41, pp. 197-202.
- SIMON, C., SHEN, J., SEIP, R., et al., 1997, "A robust and computationally efficient algorithm for mean scatterer spacing estimation", *IEEE Trans UFFC*, v. 4, n. 44, pp. 882–894.
- TÖYRAS, J., KRÖGER, H., JURVELIN, J.S., 1999, "Bone properties as estimated by mineral density, ultrasound attenuation and velocity", *Bone*, v. 25, pp. 725-731.
- VARGHESE, T. and DONOHUE, K.D., 1993, "Characterization of tissue microstructure scatterer distribution with spectral correlation", *Ultrasonic Imaging*, v. 15, pp. 238-254.
- WARK, J.D., 1999, "Osteoporosis: a global perspective", *Bull World Health Organ* 77(5), pp. 424–426.
- WEAR, K. A., STUBER, A.P., REYNOLDS, J.C., 2000, "Relationships of ultrasonic backscatter with ultrasonic attenuation, sound of speed and bone mineral density in human calcaneum", *Ultrasound in Med & Biol.*, v. 26, n. 40, pp. 1311–1316.
- WEAR, K.A., WAGNER, R., INSANA, M., et al., 1993, "Application of autoregressive spectral analysis to cepstral estimation of mean scatterer", *IEEE Trans UFFC*, v. 40, n.1, pp. 50–58.
- WITTE, H., EISELT, M., PATAKOVA, I., et al., 1991, "Use of discrete Hilbert transformation for automatic spike mapping: a methodological investigation", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29(3), pp. 242-248.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION, 1994, Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis, In: Report of a WHO study group, Geneva.

PUBLICAÇÕES

BAKITA, A.L., PEREIRA, W.C. A., LAUGIER, P., 2004, “Estimativas de periodicidade de osso trabecular humano via autocorrelação espectral em sinais ultrassônicos”, In: *Proceedings of the IFMBE*, v. 5, pp. 1571-1574, João Pessoa, Brazil, Set.

PADILLA F., PEREIRA W. C. A., BAKITA A. L., et al., 2004, “Estimation of trabecular spacing with backscatter ultrasound: an in vitro study”, Abstract Bone Workshop, Annecy, France, Jun.

BAKITA, A.L., PEREIRA, W.C.A., LAUGIER, P., 2005, “Estimating periodicity of in vitro human trabecular bone by two different methods”, *The International Congress and Exposition on Noise Control Engineering*, Rio de Janeiro, Brazil, 07-10 August.

A1. TRANSFORMADA DE HILBERT

A Transformada Hilbert (TH) de um sinal $x(t)$ é dada por (Bendat *et al.* 2000):

$$\tilde{x}(t) = H[x(t)] = x(t) * \frac{1}{\pi t} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(u)}{\pi(t-u)} du \quad (\text{A.1})$$

onde o símbolo * refere-se a convolução. Utilizando-se (A.1), pode-se determinar a potência instantânea:

$$A^2(t) = x^2(t) + \tilde{x}^2(t) \quad (\text{A.2})$$

e fase instantânea:

$$\theta(t) = \tan^{-1} \left[\frac{x(t)}{\tilde{x}(t)} \right] = 2\pi f_0 t \quad (\text{A.3})$$

De (A.2) e (A.3), calcula-se a envelope (ou envoltória, $A(t)$) que foi utilizado nos processamentos dos sinais das técnicas SAC e SSA , e a frequência instantânea ($F_i(t)$), que constituem parâmetros espectrais dinâmicos do sinal (Witte *et al.* 1991, Bendat *et al.* 2000):

$$A(t) = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)} \quad (\text{A.4})$$

$$F_i(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \{\theta(t)\} = \frac{1}{2\pi} \frac{d}{dt} \left\{ \tan^{-1} \left[\frac{x(t)}{\tilde{x}(t)} \right] \right\} \quad (\text{A.5})$$

A2. TABELA DE ESTUDOS COMPARATIVOS DAS CORRELAÇÕES *IN VITRO* E *IN VIVO*

Tabela A.1. Coeficientes de correlações entre os parâmetros ultra-sônicos e a densidade mineral óssea para uma mesma região óssea em humano, *in vitro* e *in vivo*, Tabela tirada de LAUGIER *et al.* 1997.

Table 3. Correlation coefficients between ultrasound parameters and bone density measured on the same skeletal site both *in vitro* and *in vivo* on human bones

| | Population (n: number of subjects; M: male; F: female) | Age range (years) | Bone density method | Site | R |
|---|--|--------------------------|-------------------------------|------------------------|--------------|
| In vivo correlation BUA/BMD | | | | | |
| (Zagzebski <i>et al.</i> , 1991) | 42 M/F | 20-47 | DPA ^a | Calcaneus | 0.56 |
| (Waud <i>et al.</i> , 1992) | 64 F | 35-81 | DXA | Calcaneus | 0.73 |
| (Glüer <i>et al.</i> , 1992) | 25 F | 20-75 | SXA | Calcaneus | 0.70 |
| (Roux <i>et al.</i> , 1993) | 30 F | 23-71 | DXA | Calcaneus | 0.80 |
| (Salamone <i>et al.</i> , 1994) | 26 F | 45-76 | SXA | Calcaneus | 0.66 |
| (Ross <i>et al.</i> , 1995) | 650 F | 55-92 | SXA | Calcaneus | 0.68 |
| (Brooke-Wavell <i>et al.</i> , 1995) | 84 F | 64.6 ± 3 | DXA | Calcaneus ^b | 0.74 |
| Roux <i>et al.</i> , 1996) | 33 F | 20-74 | DXA | Calcaneus | 0.88 |
| In vivo correlation SOS/BMD | | | | | |
| (Zagzebski <i>et al.</i> , 1991) | 42 M/F | 20-47 | DPA | Calcaneus | 0.72 |
| (Waud <i>et al.</i> , 1992) | 64 F | 35-81 | DXA | Calcaneus | 0.66 |
| (Gnudi <i>et al.</i> , 1995) | 313 F | 30-80 | SXA | Distal radius | 0.68 |
| (Brooke-Wavell <i>et al.</i> , 1995) | 84 F | 64.6 ± 3 | DXA | Calcaneus | 0.50 |
| In vivo correlation BUA/SOS | | | | | |
| (Rossman <i>et al.</i> , 1989) | 96 F | 21-78 | | Calcaneus | 0.53 |
| (Waud <i>et al.</i> , 1992) | 64 F | 35-81 | DXA | Calcaneus | 0.74 |
| (Van Daele <i>et al.</i> , 1994) | 632 M 786 F | 65.9 ± 7.4 66.4 ± 7.3 | DXA | Calcaneus | 0.66 0.72 |
| In vitro correlation BUA/BMD | | | | | |
| (McCloskey <i>et al.</i> , 1990a) | 25 M/F | 47-87 | QCT | Calcaneus | 0.80 |
| (McKelvie and Palmer, 1991) | 37 M/F | | Apparent density ^c | Calcaneus | 0.85 |
| (McKelvie <i>et al.</i> , 1989) | 35 | 20-84 | QCT | Calcaneus | 0.92 |
| (Laugier <i>et al.</i> , 1994) | 12 M/F | 70-85 | DXA | Calcaneus | 0.98 |
| (Nicholson <i>et al.</i> , 1994) | 29 M/F | 53-92 | Apparent density | Vertebrae ^d | 0.87-0.97 |
| In vitro correlation SOS/BMD | | | | | |
| (Nicholson <i>et al.</i> , 1994) | 29 M/F | 53-92 | Apparent density | Vertebrae ^d | 0.69-0.90 |

^aDual photon absorptiometry.

^b $r = 0.74$ with CUBA and $r = 0.66$ with Walker Sonix.

^cApparent physical density measured by weighting.

^dCorrelation coefficients depending on the direction of propagation of ultrasound.

BMD = bone mineral density; BUA = broadband ultrasonic attenuation; SOS = speed of sound.