



Binaural Parameters: código computacional para ensino da tecnologia biauricular

Fonseca, W. D'A.¹ ; Carvalho, D. R.² ; Mello, F. R.¹ 

¹ Engenharia Acústica (EAC) & Programa de Pós-Graduação Arquitetura, Urbanismo e Paisagismo (PPGAUP), Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, RS, Brasil, {will.fonseca, felipe.mello}@eac.ufsm.br

² Audioscenic Limited, Southampton, Hampshire, Inglaterra, davi.carvalho@audioscenic.com

Resumo

Este artigo descreve a elaboração de um código computacional denominado Binaural Parameters, concebido com o propósito de oferecer suporte ao ensino e estudo da tecnologia biauricular. Essa técnica, que visa emular fielmente as complexidades do sistema auditivo humano, tem como objetivo proporcionar uma experiência de áudio envolvente e tridimensional, encontrando aplicações multifacetadas nos domínios da auralização, realidade virtual, jogos, engenharia de áudio e psicoacústica. O código desenvolvido neste estudo permite o cálculo de parâmetros essenciais nessa área, tais como a Função de Transferência Relacionada à Cabeça (HRTF), Função de Transferência Monoauricular (MTF), Função de Transferência Interauricular (ITF), Diferença de Nível Interauricular (ILD), Diferença de Fase Interauricular (IPD), Diferença Interauricular de Tempo (ITD), Função de Transferência Direcional (DTF) e Função de Transferência Comum (CTF). Implementado na linguagem Matlab, o código faz ainda uso de bibliotecas de ferramentas adicionais para facilitar a manipulação de sinais biauriculares, tanto no domínio do tempo quanto no domínio da frequência. A abordagem proposta tem por objetivo transformar conhecimento abstrato em concreto (e prático), favorecendo o processo de aprendizado por meio de uma estratégia de *ensino ativo*. O artigo compreende informações teóricas fundamentais, trechos de código comentados e gráficos correspondentes que ilustram os tipos de resultados alcançáveis. Adicionalmente, este artigo faz referência a obras relevantes e textos essenciais no campo, proporcionando uma base sólida para aqueles que buscam aprimorar seus conhecimentos e continuar sua pesquisa nos tópicos abordados. Por fim, ressalta-se que o código desenvolvido se caracteriza como uma ferramenta valiosa para professores, estudantes, pesquisadores e profissionais interessados no processamento de sinais biauriculares.

Palavras-chave: ensino, tecnologia biauricular, HRTF, acústica, ensino ativo, código computacional.

Binaural Parameters: computer code to teach binaural technology

Abstract

This article describes the development of computational code called Binaural Parameters, designed to provide support for the teaching and study of binaural technology. This technique, endeavoring to faithfully replicate the intricacies of the human auditory system, aims to provide an immersive and three-dimensional audio experience, offering multifaceted applications in the fields of auralization, virtual reality, gaming, audio engineering, and psychoacoustics. The code developed in this study allows for the calculation of essential parameters in this area of study, such as Head-Related Transfer Function (HRTF), Monaural Transfer Function (MTF), Interaural Transfer Function (ITF), Interaural Level Difference (ILD), Interaural Phase Difference (IPD), Interaural Time Difference (ITD), Directional Transfer Function (DTF), and Common Transfer Function (CTF). Implemented in the Matlab language, the code also makes use of additional tool libraries to facilitate the manipulation of binaural signals, both in the time and frequency domains. The proposed approach aims to transform abstract knowledge into concrete and practical knowledge, enhancing the learning process through an *active learning* strategy. The article encompasses fundamental theoretical information, commented code excerpts, and corresponding graphics that illustrate achievable results. Additionally, this article references relevant works and essential texts in the field, providing a solid foundation for those seeking to enhance their knowledge and continue their research on the topics addressed. Finally, this article emphasizes that the developed code serves as a valuable tool for educators, students, researchers, and professionals interested in binaural signal processing.

Keywords: teaching, binaural technology, HRTF, acoustics, active learning, computer code.

Os receptores primários do sistema de audição não recebem a informação sobre a posição espacial do estímulo. Logo, o *processamento auditivo* usa dois tipos de *pistas* (ou *cues*) para localizar o ouvinte (e as fontes sonoras) no espaço, a saber: **(a) biauricular**, resultante da distância entre as orelhas (ITD e ILD) e **(b) monoauricular**, relativa à filtragem do som (HRTF) antes de chegar nas orelhas (efeitos de difração no tronco, cabeça e orelha) — detalhes sobre ITL, ILD e HRTF são elaborados nas seções subsequentes.

No espaço 3D, as contribuições predominantes para a localização são **(a) biauricular**: plano horizontal, informação de azimute (ϕ) e **(b) monoauricular**: informações de elevação³ (β , cuja contribuição predominante acontece a partir de 7 kHz aproximadamente). A transição entre ITD e ILD acontece aproximadamente em 1500 Hz [16], observe a Figura 2. Acima de 1,5 kHz até cerca de 3 kHz existem as contribuições tanto do ITD e ILD (sendo uma região de exatidão limitada). Nessa situação e para o caso do ITD, a contribuição é feita pela “diferença temporal interauricular do envelope” do sinal.

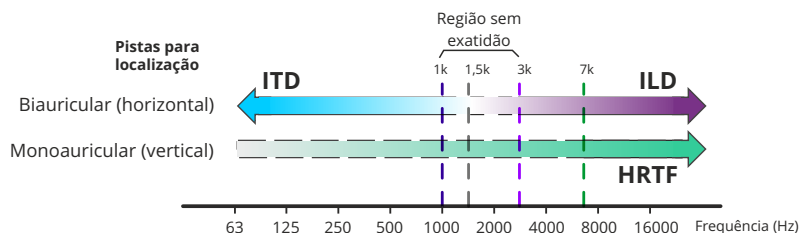


Figura 2: Pistas (*cues*) biauriculares e monoauriculares na frequência — adaptado de Risoud *et al.* [17].

3. Binaural Parameters

O código educacional `Binaural_Parameters.m` foi criado (em Matlab) para apoiar o ensino (e estudo) de técnicas biauriculares e auralização. Nas seções seguintes estão descritos alguns conceitos básicos, bem como trechos de códigos que geram os resultados mostrados nas figuras. O código⁴ completo está disponível no repositório do projeto (no [GitHub](#)).

As duas *toolboxes*⁵ computacionais utilizadas neste trabalho são o ITA Toolbox [19] e o SOFA Toolbox [20] — sendo o Matlab a linguagem *host*. Elas detêm ferramentas voltadas à acústica, ao áudio, ao processamento de sinais, entre outros temas, e facilitam os trabalhos tanto do mestre quanto do aprendiz (posto que contas potencialmente complexas estão programadas em forma de funções).

3.1 Função de Transferência Relacionada à Cabeça (HRTF)

A *Função de Transferência Relacionada à Cabeça* (*Head-Related Transfer Function*, HRTF, ou ainda *Função de Transferência Anatômica*) desempenha um papel fundamental na percepção auditiva tridimensional. Ela captura as transformações acústicas que ocorrem quando um som se propaga da fonte sonora (pelo ambiente) até as orelhas, considerando as características individuais da cabeça, orelhas e torso (isto é, a conversão de *evento sonoro* em *estímulo*). A HRTF fornece informações cruciais sobre as diferenças de tempo, intensidade e frequência entre os sinais sonoros captados por cada orelha, permitindo ao cérebro discernir a origem e a localização espacial dos sons. A medição e a análise das HRTFs são essenciais para o avanço de tecnologias imersivas de áudio, como sistemas biauriculares, comunicação e aplicações de realidade virtual (e aumentada). Ademais, compreender a HRTF também auxilia no desenvolvimento de técnicas de reprodução sonora mais envolventes, proporcionando experiências auditivas mais realistas e imersivas.

Um banco de HRTFs contém Respostas Impulsivas Biauriculares (*Head-Related Impulse Response*, HRIR) para cada direção de fonte no espaço. Isto é, é um conjunto de Respostas Impulsivas (RI) temporais de dois canais para cada configuração fonte-receptor (no Campo Livre acústico), observe a Figura 4 (a). Lembrando ainda que $\mathfrak{F}\{\text{HRIR}\} = \text{HRTF}$, sendo $\mathfrak{F}\{\cdot\}$ a Transformada de Fourier [21].

A HRTF pode ser definida como

$$\text{HRTF}(r, \phi, \beta, f) = \frac{H_{L,R}(r, \phi, \beta, f)}{H_C(r, \phi, \beta, f)}, \quad (1)$$

³Observação: alguns estudos sugerem que também existe a dependência biauricular [15].

⁴Para iniciar é necessário baixar e instalar os *toolboxes*, bem como os arquivos `.sofa` usados nos exemplos, todos os *links* estão nas referências. No começo do código é necessário também ajustar os caminhos (*paths*) para a máquina do usuário.

⁵Outra *toolbox* importante na área, contendo ferramentas como filtro inverso para correção de *headphone*, é a AKtools [18].

sendo $H_{L,R}(r, \phi, \beta, f)$ as funções de transferência de cada orelha para cada configuração fonte-receptor; $H_C(r, \phi, \beta, f)$ a pressão sonora no centro da cabeça, porém com ela ausente (medida com um microfone, P_1); f significa frequência (em Hz) e r representa a distância fonte-receptor (em m). O procedimento de *deconvolução* apresentado na Equação (1) é conhecido como equalização de campo livre [10]. Uma boa revisão sobre HRTFs e sua representação pode ser encontrada no artigo de Cheg & Wakefield [22], bem como no clássico de Henrik Møller [13]. Sobre medições de HRTFs, desenvolvimentos interessantes no tema podem ser consultados nos artigos de Li & Peissig [23], Lee *et al.* [24] e Reijniers *et al.* [25].

As tomadas de pressão biauriculares podem acontecer pontos específicos, como discutido por Møller [13], sendo: P_1 o centro da cabeça; P_2 entrada do canal auditivo ocluso; P_3 entrada do canal auditivo aberto; P_4 membrana timpânica; ou ainda pontos atrás da orelha (no contexto de aparelhos auditivos). Logo, isso será uma característica contida em $H_{L,R}$. É convencional⁶ na literatura que o canal **esquerdo** seja plotado em cor **azul** e o **direito** em **vermelho**, observe a Figura 3.

A HRTF é a ferramenta básica da tecnologia biauricular (sendo uma função de transferência de Campo Livre⁷). Neste artigo foram usados três bancos de dados provenientes de *cabeças artificiais*⁸, a saber: Fabian [26], Kemar (SADIE II [27, 28]) e Viking [29]. Além disso, gravações de HRTFs medidas em humanos (entrada do conduto ocluso e atrás da orelha) também foram usadas — ambas do ARI dataset [30]. Por fim, uma DTF⁹ individualizada foi também usada para comparações [31].

Um banco de HRTFs pode ser utilizado ao carregar um arquivo .sofa no Matlab (via SOFA Toolbox [20]), conforme mostrado no Código 1. O SOFA (*Spatially Oriented Format for Acoustics*) [32, 33] é um *formato padronizado de organização* de HRTFs que facilita a troca de bancos (*datasets*) entre pesquisadores, observe na Figura 4 (a) com os ângulos disponíveis para cada um.

Código 1: Carrega HRTF, escolhe elevação e azimuth, converte para objeto **itaAudio** e plota (vide Figura 3).

```
HRIR = SOFALoad('SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa', 'nochecks'); % Carrega a HRTF
fs = HRIR.Data.SamplingRate;
ele = 0; [ang_az, idx_pos] = get_azim(HRIR, ele); % Escolhe elevação e azimuth
left_ear = HRIR.Data.IR(idx_pos, 1, :); left_ear = squeeze(left_ear);
right_ear = HRIR.Data.IR(idx_pos, 2, :); right_ear = squeeze(right_ear);
HRIR.Eok = itaAudio(left_ear, fs, 'time'); HRIR.Dok = itaAudio(right_ear, fs, 'time');
HRIR.ok = ita_merge(HRIR.Eok, HRIR.Dok); HRIR.ok.plot_freq;
title(['HRTF: elevação ' num2str(ele) ' graus e azimuth ' num2str(Az) ' graus'])
```

3.2 Função de Transferência Monoauricular de Campo Livre (MTF)

A Função de Transferência Monoauricular (ou *Monaural Transfer Function*, MTF) tenta mensurar como a transmissão em uma dada direção (ϕ, β) *desvia* da transmissão frontal $(\phi = 0^\circ, \beta = 0^\circ)$ [13]. Logo, pode-se obtê-la pela *deconvolução linear* (divisão espectral sem *aliasing*) por

$$MTF = \frac{[P_i/P_1](r, \phi, \beta, f)}{[P_i/P_1](\phi = 0^\circ, \beta = 0^\circ, f)}, \quad (2)$$

sendo que no denominador o termo r , em alguns casos, não é mencionado porque se considera a fonte no Campo Distante acústico (para este exemplo o r é o mesmo, pois provém do mesmo banco de HRTFs) e $i = \{2, 3, 4\}$ (dependendo do ponto de referência de tomada de pressão na orelha). Observe a Figura 5 (a), a MTF é calculada usando o Código 2.

Código 2: Trecho de código para calcular a MTF e plotar o resultado (vide Figura 5 (a)).

```
HRIR.Frente = get_front(HRIR); % Localiza posição azimuth e elevação da frente
MTF = ita_divide_spk(HRIR.ok, HRIR.Frente, 'mode', 'linear'); % Faz "HRIR.ok/HRIR.Frente" sem aliasing
MTF.plot_freq % Plota o espectro
```

⁶Uma dica mnemônica para recordar é que em inglês *right* é *red*.

⁷Considera-se Campo Livre acústico (idealizado) a situação em que para um determinado receptor existe apenas a contribuição do som direto, sem reflexões de outros caminhos.

⁸São encontradas na literatura também como *artificial heads*; *dummy heads*; manequins; simuladores de cabeça e torso (*Head and Torso Simulators*, HATS) e gravadores biauriculares (*binaural microphones* ou *binaural recorders*).

⁹*Directional Transfer Functions* contêm o conteúdo direcional da HRTF, veja a Figura 4 (b) e a Seção 3.8.

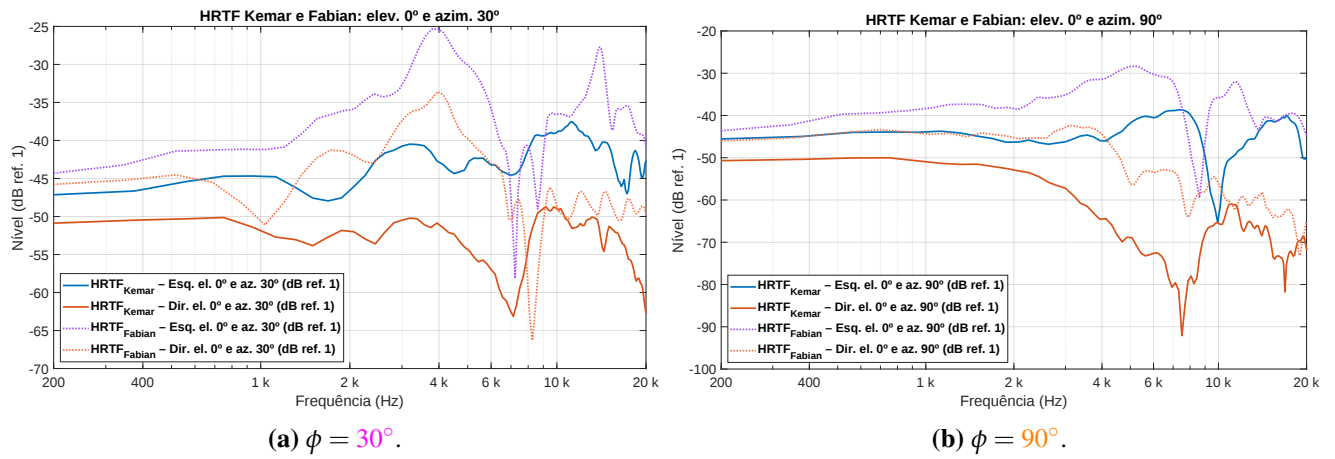
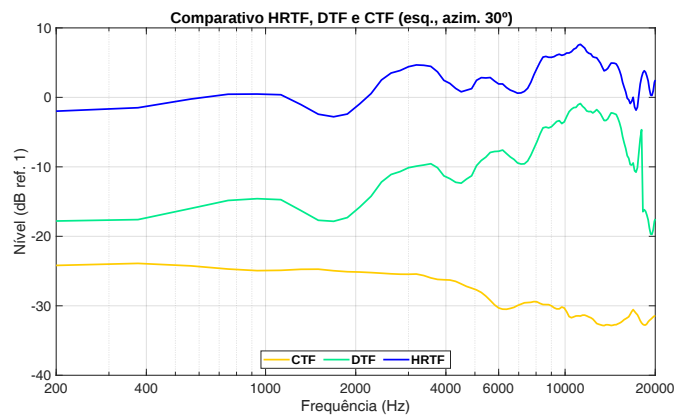


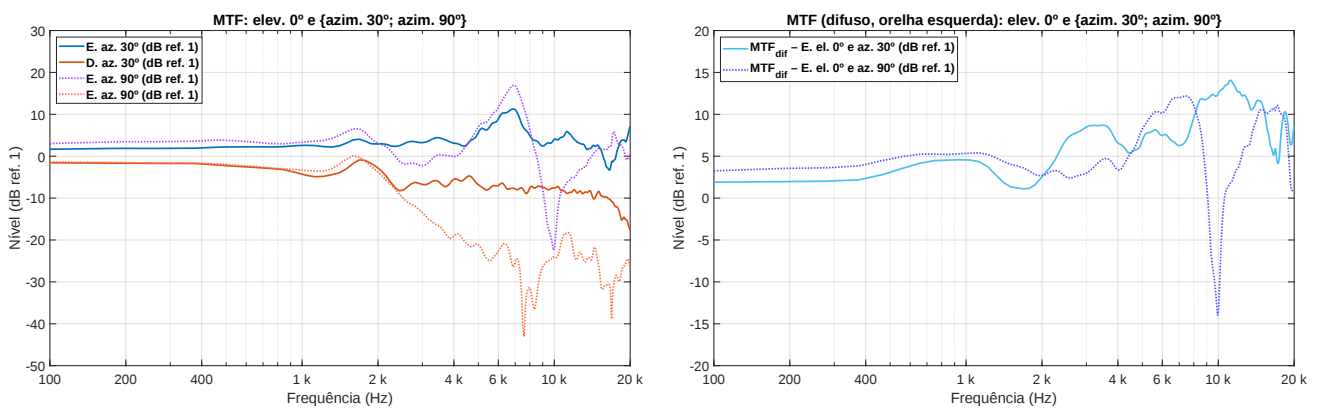
Figura 3: HRTFs para os ângulos ($\phi = \{30^\circ, 90^\circ\}$, $\beta = 0^\circ$) para os bancos de dados Kemar (—) e Fabian (---) — arquivos SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa e FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa.



(a) Ângulos disponíveis nos bancos de HRTFs.

(b) HRTF, DTF e CTF.

Figura 4: (a) Plot 3D (*carrossel de figuras*) com ângulos de azimuth (ϕ) e elevação (β) disponíveis para os bancos de HRTFs SADIE, ARI, Fabian e individualizada (DTF) — arquivos SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa (1550 ângulos), ARI_inside_hrtf_nh8.sofa (1550 ângulos), FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa (11950 ângulos) e DTF_individualizada_01_44.1kHz.sofa (648 ângulos);
(b) HRTF, DTF e CTF para ($\phi = 30^\circ$), orelha **esquerda**, banco SADIE.



(a) MTF (Campo Livre) para $\beta = 0^\circ$ e $\{\phi = 30^\circ$ (—); $\phi = 90^\circ$ (---)}, orelhas **esquerda** (azul) e **direita** (vermelho).

(b) MTF_{dif} referenciado para Campo Difuso para ($\phi = \{30^\circ, 90^\circ\}$, $\beta = 0^\circ$), orelha **esquerda**.

Figura 5: MTFs extraídas do banco de HRTF SADIE — arquivo SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa.

3.3 Função de Transferência Monoauricular referenciada para Campo Difuso (MTF_{dif})

A Função de Transferência Monoauricular referenciada para Campo Difuso (ou *Monoaural Transfer Function referenced to Diffuse Field*, MTF_{dif}) tem o mesmo princípio da MTF supracitada. No entanto, em vez de considerar a fonte perfeitamente na frente, o termo de referência é uma média de todas as direções contidas no banco de HRTFs.

Em um Campo Difuso (acústico), considera-se que as ondas sonoras chegam aproximadamente simultaneamente em um receptor, com fase estocástica. Com isso, a média é realizada no espectro de magnitude, visto que uma média temporal nesse caso não faz sentido. Ademais, apenas o resultado de magnitude tem significado, pois se perde a relação de fase com a média. Assim, tem-se

$$\text{MTF}_{\text{dif}} = \frac{[P_i/P_1](r, \phi, \beta, f)}{\left| [P_i/P_1](\text{média de todos os ângulos}, f) \right|}. \quad (3)$$

Os resultados para $(\phi = \{30^\circ, 90^\circ\}, \beta = 0^\circ)$ estão mostrados na Figura 5 (b), calculados via Código 3.

Código 3: Trecho de código para calcular a MTF_{dif} (vide Figura 5 (b)).

```

%%% Separa todas as HRIRs relativas à orelha esquerda
left_ear_all = HRIR.Data.IR(:,1,:);
left_ear_all = squeeze(left_ear_all);
L = size(left_ear_all); Pi = zeros(L(1), L(2) + 1);

%%% Calcula as HRTFs via FFT (com ajuste de amplitude)
for ii = 1:length(HRIR.SourcePosition)
    Y = fft(left_ear_all(ii, :), L(2)*2); Y = abs(Y/(L(2)*2));
    Pi(ii, :) = Y(1:L(2) + 1); Pi(ii, 2:end-1) = 2*Pi(ii, 2:end-1);
end

%%% Calcula a média de todas as HRTFs (parte difusa)
P = mean(Pi)';

%%% Separa a HRTF relativa ao ponto de análise (Pa)
Pa = fft(HRIR.Eok.timeData, L(2)*2);
Pa = abs(Pa/(L(2)*2)); Pa = Pa(1:L(2)+1); Pa(2:end-1) = 2*Pa(2:end-1);
%%% Cálculo da MTF difusa e visualização via ITA Toolbox
MTF_dif = Pa./P;
MTF_dif_ita = itaAudio(MTF_dif, fs, 'freq'); MTF_dif_ita.plot_freq

```

3.4 Função de Transferência Interauricular (ITF)

A Função de Transferência Interauricular (ou *Interaural Transfer Function*, ITF) descreve a relação de transmissão entre orelhas, sendo que a pressão de referência é a orelha voltada à fonte sonora (*ipsilateral*). Ou seja, a relação expressa $\text{ITF} = (\text{Orelha Contralateral}) / (\text{Orelha Ipsilateral})$, ou ainda

$$\text{ITF} = \left[\frac{P_{i,\text{lado oposto da fonte}}}{P_{i,\text{lado voltado à fonte}}} \right] (r, \phi, \beta, f). \quad (4)$$

Veja a Figura 6 (a). A ITF é calculada usando o Código 4, sendo que pode ser representada também em dB — observe adicionalmente o sistema de coordenadas da Figura 1, no qual o azimuth (ϕ) é positivo para a esquerda e $\phi = 180^\circ$ é exatamente atrás do ouvinte.

Código 4: Trecho de código para calcular a ITF e plotar o resultado (vide Figura 6 (a)).

```

if ang_az<=180 % Seleciona a orelha contralateral e ipsilateral
    ITF = ita_divide_spk(HRIR.Dok,HRIR.Eok, 'mode','linear');
else
    ITF = ita_divide_spk(HRIR.Eok,HRIR.Dok, 'mode','linear');
end
ITF.plot_freq

```

3.5 Diferença de Nível Interauricular (ILD)

A Diferença de Nível Interauricular¹⁰ (ou *Interaural Level Difference*, ILD) pode ser estimada a partir das relações de magnitude em frequência entre orelhas, ou seja, estima-se

$$\text{ILD}(r, \phi, \beta, f) = 20 \log_{10} \left| \frac{P_{\text{dir}}(r, \phi, \beta, f)}{P_{\text{esq}}(r, \phi, \beta, f)} \right| \quad (5)$$

¹⁰Pode ser encontrada também como Diferença de Intensidade Interauricular ou *Interaural Intensity Differences* (IIDs).

em dB. A distinção entre a ITF e o ILD reside exclusivamente na seleção da orelha de referência. Se a orelha ipsilateral for adotada como referência, tanto a ITF quanto a ILD produzirão resultados equivalentes. No entanto, ao alterar a orelha de referência, observa-se uma inversão vertical no gráfico — uma operação que pode ser realizada de acordo com requisitos específicos. Assim, a partir da HRTF e da ITF pode-se fazer $ILD = 20 \log_{10}(|ITF \cdot freq|)$. Veja a Figura 6 (a), a ILD é calculada (via ITF) usando o Código 5. Se todas as ILDs (de um indivíduo ou banco de HRTFs) são plotadas para a elevação zero ($\beta = 0^\circ$), seu formato é semelhante ao de um período de uma função senoidal, observe na Figura 9 (c) a comparação de ILDs para as HRTFs utilizadas neste artigo.

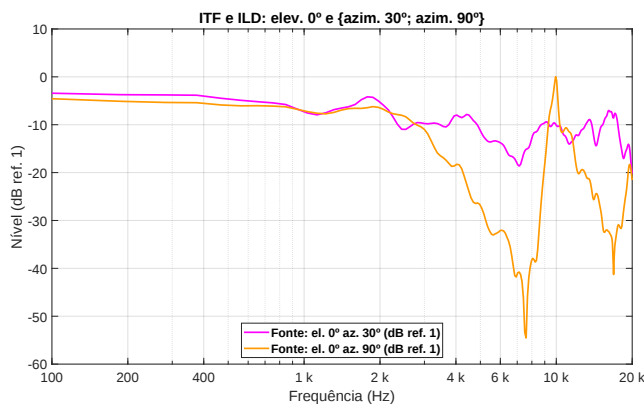
Código 5: Trecho de código para calcular a ILD a partir da ITF (vide Figura 6 (a)).

```
ILD = 20*log10(abs(ITF.freq));
```

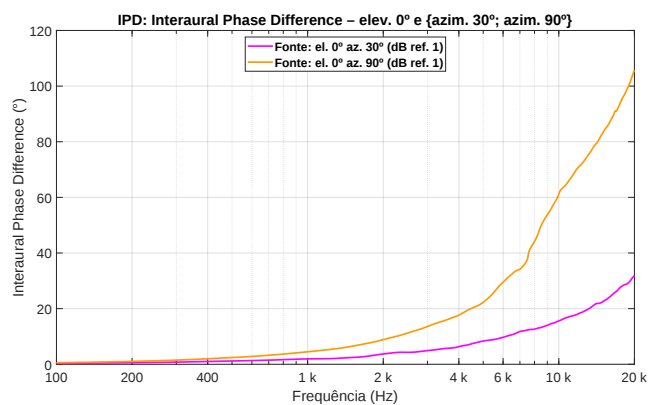
Alternativamente, pode-se usar o Código 6 para estimar todas as ILDs de um objeto SOFA, veja a Figura 9 (c).

Código 6: Cálculo de todas as ILDs para um banco `Sofa_Obj` (vide Figura 9 (c)).

```
ILD = sofaGetILD(Sofa_Obj);
```



(a) ITF e ILD.



(b) IPD.

Figura 6: ITF, ILD e IPD para ($\phi = \{30^\circ, 90^\circ\}$, $\beta = 0^\circ$) — arquivo `SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa`.

3.6 Diferença de Fase Interauricular (IPD)

A Diferença de Fase Interauricular (ou *Interaural Phase Difference*, IPD) [34] pode ser estimada também a partir da ITF, visto que se tem um vetor de números complexos na frequência. Ou seja, estima-se

$$IPD(r, \phi, \beta, f) = \angle \left| \frac{P_{\text{dir}}(r, \phi, \beta, f)}{P_{\text{esq}}(r, \phi, \beta, f)} \right|, \quad (6)$$

dado em radianos ou graus ($\angle$ extrai o argumento da relação). Veja a Figura 6 (b), a IPD é calculada (via ITF) usando o Código 7. A relação com o ITD é

$$IPD = ITD \cdot (\omega = 2\pi f). \quad (7)$$

Código 7: Trecho de código para calcular a IPD (vide Figura 6 (b)).

```
IPD = abs(unwrap(angle(ITF.freq)));
```

3.7 Diferença Interauricular de Tempo (ITD)

A Diferença Interauricular de Tempo (ou *Interaural Time Difference*, ITD) pode ser estimada¹¹ (a partir da HRTF) por alguns métodos diferentes, no tempo ou na frequência — ou ainda via aproximação. O artigo de Andreopoulou & Brian [36] sumariza e qualifica diversos métodos de extração de ITDs. Eles elaboram que resultados aprimorados de ITDs resultam do método temporal — detecção da diferença de tempo entre os primeiros inícios dos sinais nas duas orelhas — (com limiar relativo de -30 dB) aplicando um filtro passa-baixas (*low-pass*) com $f_c = 3$ kHz nas HRIRs (faixa espectral na qual essa pista demonstra ter uma influência mais forte na lateralização do que a ILD, veja a Figura 2).

3.7.1 ITD: método temporal

No *método temporal* calcula-se a diferença temporal entre o início de duas Repostas Impulsivas Biauriculares (HRIRs). Existem diversas abordagens para a determinação do ponto de início da resposta ao impulso enquanto um valor global (que não varia em função da frequência) [37, 38]. A abordagem mais comum inclui uma sequência de pré-processamento para garantir a robustez do algoritmo [39]. Inicialmente, filtra-se as HRIRs com um filtro passa-baixas (em torno de 3 kHz) a fim de *suavizar* a RI e permitir que o “pico real” seja mais facilmente identificado — além de garantir uma variação espacial também mais suave, de forma que para ângulos adjacentes o ITD seja caracterizado como uma função contínua e sem descontinuidades.

Em seguida, faz-se uma reamostragem das HRIRs considerando um fator em torno de oito a dez vezes o valor de amostragem original. Com isso é possível garantir que o pico da RI não estará em um ponto entre amostras. A reamostragem é de suma importância quando deseja-se determinar com exatidão o valor de ITD, uma vez que esses valores costumam estar na ordem de microssegundos — a resolução temporal de taxas de amostragem comuns (44,1 kHz ou 48 kHz) não permitem alta precisão para o cálculo. Ao considerar que para uma taxa de amostragem f_s de 48 kHz a resolução temporal é de $20,83 \mu s$ (f_s^{-1}), e que o valor máximo de ITD ($750 \mu s$) acontece quando existe uma fonte sonora diretamente alinhada ao eixo intra-auricular ($\phi = 90^\circ$), tem-se que 1° representaria uma variação de $750 \mu s / 90^\circ = 8,33 \mu s$. Logo, o objeto de estudo (ITD) teria uma resolução espacial maior que a ferramenta utilizada para analisá-lo. Por fim, obtém-se o módulo da HRIR (em dB, no tempo) e então o valor máximo¹² da HRIR processada é tomado como o início da HRIR (para cada orelha).

Neste primeiro exemplo, o começo das RIs foi calculado segundo o recomendado pela Seção A.3.4 da Norma ISO 3382-1 [38] — como no ITA Toolbox. Assim, tem-se

$$ITD = |t_{0,OE} - t_{0,OD}|, \quad (8)$$

sendo os subíndices OE para orelha esquerda e OD para orelha direita. Veja a Figura 7 (a), resultando em $ITD(30^\circ) = 229,17 \mu s$ com uso do Código 8.

Código 8: Cálculo do ITD temporalmente via ITA Toolbox (vide Figura 7 (a)).

```
% ITD pela diferença no tempo para um ângulo via ITA Toolbox
IRe = ita_start_IR(HRIR.Eok); IRd = ita_start_IR(HRIR.Dok);
ITD_tempo = 1000000*abs(IRe-IRd)/HRIR.ok.samplingRate; % Cálculo e resultado em microssegundos.
```

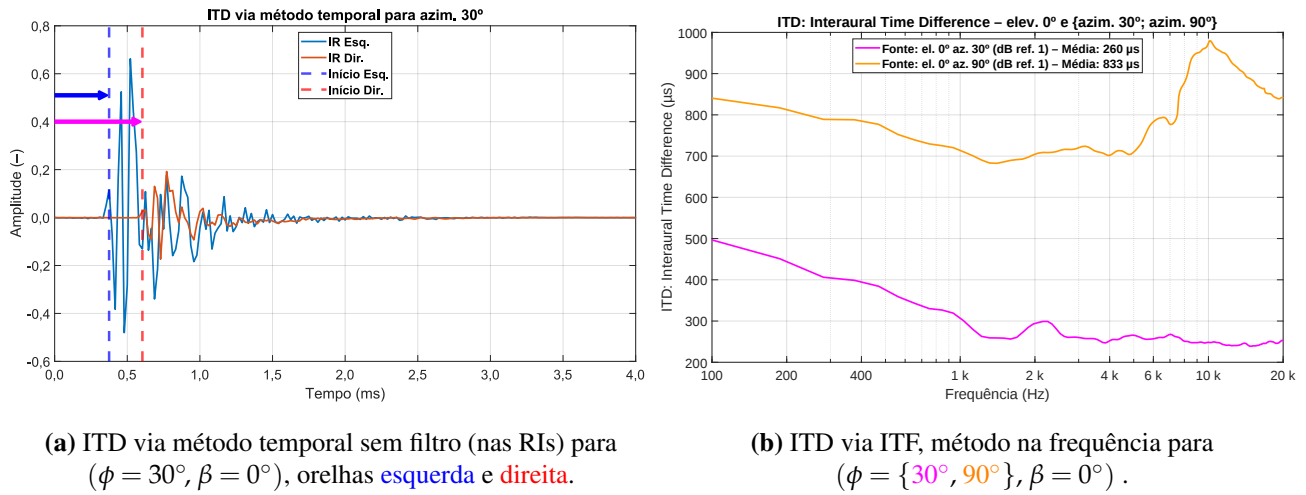
Alternativamente, pode-se estimar todos os ITDs de um mesmo banco (já com a estimativa eventual de *upsampling* temporário), veja o Código 9 — observe as Figuras 9 (b), 9 (d) e 9 (e).

Código 9: Cálculo do ITD temporalmente para todos os ângulos de um banco Sofa_Obj (vide Figuras 9 (b), 9 (d) e 9 (e)).

```
% ITD pela diferença no tempo para todos os ângulos de um dataset Sofa_Obj
%% (já verifica necessidade de upsampling)
[ITD, ~] = sofaGetITD(Sofa_Obj, 'time'); % Método do tempo de chegada da IR (sem filtro)
```

¹¹Outra *toolbox* computacional muito completa no assunto é o AMT Toolbox [35], indo além de técnicas biauriculares.

¹²Alguns pesquisadores preferem ainda fazer a normalização do pico da RI e determinar o ponto em que ela decai 10 dB, 20 dB ou 30 dB após o pico [39], essa abordagem em geral é adotada quando opta-se por não utilizar um filtro passa-baixas.



(a) ITD via método temporal sem filtro (nas RIs) para $(\phi = 30^\circ, \beta = 0^\circ)$, orelhas **esquerda** e **direita**.

(b) ITD via ITF, método na frequência para $(\phi = \{30^\circ, 90^\circ\}, \beta = 0^\circ)$.

Figura 7: ITDs via método temporal e na frequência — arquivo SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa.

Pode-se usar, ainda, o SOFA Toolbox, que contém diversas implementações na sua função `SOFAcalculateITD`, observe os exemplos do Código 10 (tempo, amostras e `MaxIACCe`¹³) e a Figura 9 (a).

Código 10: Cálculo dos ITDs via SOFA Toolbox de um banco `Sofa_Obj` (vide Figura 9 (a)).

```
% Cálculo via tempo com filtro passa-baixas em 3 kHz e -30 dB de limiar
[itd_time, ~, ~, ~] = SOFAcalculateITD(Sofa_Obj, 'time', 'threshlvl', -30, 'lp', 'upper_cutfreq', 3000);
[itd_samples, ~, ~, ~] = SOFAcalculateITD(Sofa_Obj, 'samples', 'threshlvl', -30); % via amostras
itd_MaxIACCe = SOFAcalculateITD(Sofa_Obj, 'MaxIACCe', 'lp', 'upper_cutfreq', 3000); % via MaxIACCe lp
SOFAplotHRTF(Sofa_Obj, 'ITDhorizontal') % Para fazer o plot polar dos ITDs
```

3.7.2 ITD: método na frequência

A estimativa do ITD no domínio da frequência rende um ITD para cada frequência, ou seja, tem-se $ITD(r, \phi, \beta, f)$. As *relações de fase em frequência* da ITF são convertidas para o tempo utilizando-se da Equação (7), observe a Figura 7 (b) gerada a partir do Código 11. Uma discussão interessante sobre o ITD na frequência pode ser verificada no trabalho de Benichoux, Rébillat & Brette [40].

Código 11: Cálculo do ITF na frequência (vide Figura 7 (b)).

```
Freqs = ITF.freqVector;
ITD = IPD./(Freqs*2*pi);
ITD(isnan(ITD)) = 0; ITD = ITD*1000000; % Para mostrar o valor em microssegundos
```

3.7.3 ITD: método aproximado

No *método aproximado* (ou *método geométrico*, independente de um banco de dados de HRTF) considera-se a cabeça como uma esfera irradiada por uma onda plana propagante. Esse método é conhecido como Formulação de Woodworth (1938) [41, 42], sendo passível de cálculo mediante as seguintes relações:

$$ITD(\phi) = \tau = \frac{D}{2c}(\phi + \sin\phi) \quad \text{com} \quad 0 \leq \theta \leq \pi/2, \quad (9)$$

em que D é o diâmetro da cabeça ($\approx 0,160$ m), c a velocidade do som (no meio) e ϕ o azimute (é considerado um *modelo geral* ou para médias frequências), veja a geometria na Figura 8 (a). Todavia, cabe recordar que é uma estimativa, veja¹⁴ as Figuras 8 (b) e 9 (d). Para baixas frequências (até 625 Hz) tem-se a relação

$$ITD_{LF}(\phi) = \tau_{LF} = \frac{3D}{2c}(\sin\phi), \quad (10)$$

¹³Máximo da Correlação Cruzada Interauricular de Envelopes de Energia para HRIRs com filtro passa-baixas (ou em inglês *Maximum of the Inter-Aural Cross Correlation Energy Envelopes*, `MaxIACCe`) [36].

¹⁴A Figura 8 (b) é equivalente a um recorte da Figura 9 (d).

em que LF significa *low frequency* [34,43]. Considerando $c = 340$ m/s, $D = 0,160$ m e $\phi = 30^\circ$ obtém-se

$$\text{ITD}(30^\circ) = \tau = \frac{D}{2c}(\phi + \sin \phi) = 240,84 \mu\text{s} \quad \text{e} \quad \text{ITD}_{\text{LF}}(30^\circ) = \tau_{\text{LF}} = \frac{3D}{2c}(\sin \phi) = 352,94 \mu\text{s} \quad (11)$$

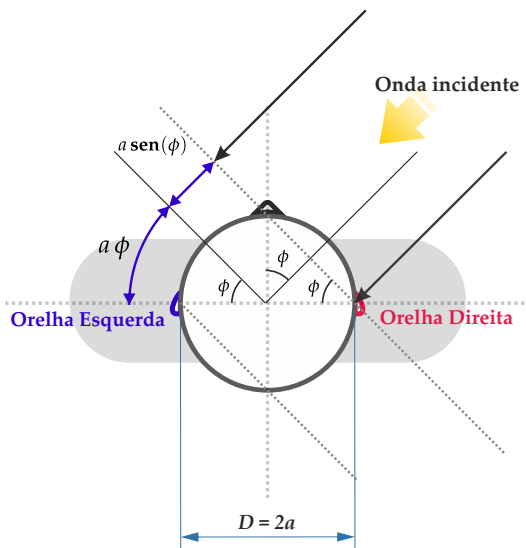
ao utilizar o Código 12.

Código 12: Cálculo aproximado do ITD (*método geométrico*).

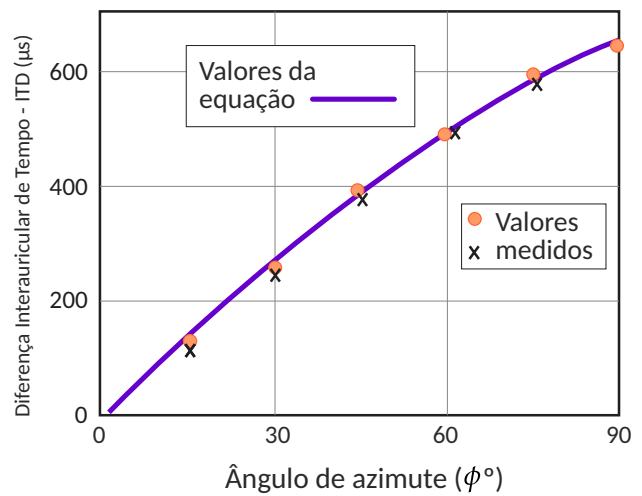
```
D = 0.160; c = 340; % Diâmetro em metros e velocidade em m/s

ITD_mf = (D/(2*c))*(deg2rad(ang_az) + sin(deg2rad(ang_az))); % "Geral" ou médias freqs.
ITD_mf = ITD_mf*1000000; % Para ficar em micro segundos
disp(['ITD MF ' num2str(mean(ITD_mf)) ' ' char(181) 's via equação.'])

ITD_lf = ((3*D)/(2*c))*(sin(deg2rad(ang_az))); % ITD para até 625 Hz aprox.
ITD_lf = ITD_lf*1000000; % Para ficar em micro segundos
disp(['ITD LF ' num2str(mean(ITD_lf)) ' ' char(181) 's via equação (até 625 Hz aprox).'])
```



(a) Geometria considerada na aproximação da Equação (9) (onda plana).



(b) Comparação de ITDs para Equação (9) e valores medidos (adaptado de Pulkki e Karjalainen [12]).

Figura 8: Considerações acerca do ITD aproximado. (a) geometria considerada; e (b) comparação da aproximação e de dados medidos para diferentes azimutes (ϕ) no plano horizontal.

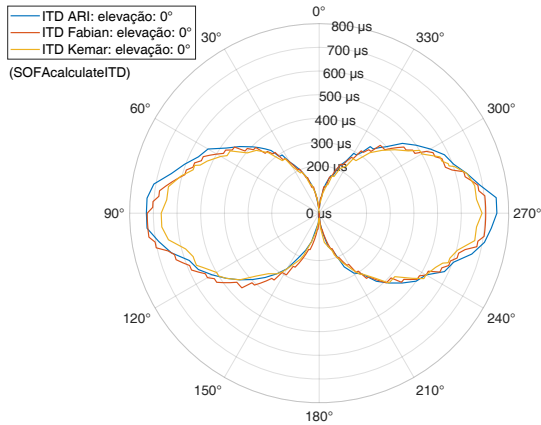
Entre as abordagens apresentadas e para os ângulos escolhidos a variação do ITD foi da ordem de $10 \mu\text{s} \sim 30 \mu\text{s}$. O ITD varia de aproximadamente $0 \mu\text{s}$ até $600\text{--}750 \mu\text{s}$ para ângulos de azimute entre 0° e 90° , como pode ser observado na Figura 9. Na Figura 9 (e) estão marcados alguns valores (bem como a posição do ouvinte), o tamanho do círculo colorido indica um valor mais elevado. As Figuras 9 (b), 9 (d) e 9 (e) apresentam uma comparação dos ITDs para cada banco de HRTFs, em coordenadas polares e retangulares — nota-se que estes resultados estão de acordo com a literatura.

3.8 Função de Transferência Direcional (DTF) e Função de Transferência Comum (CTF)

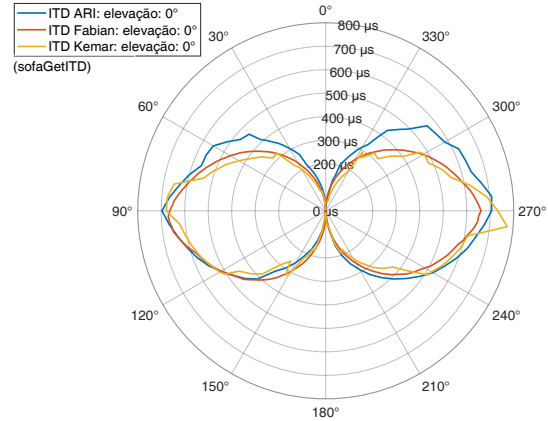
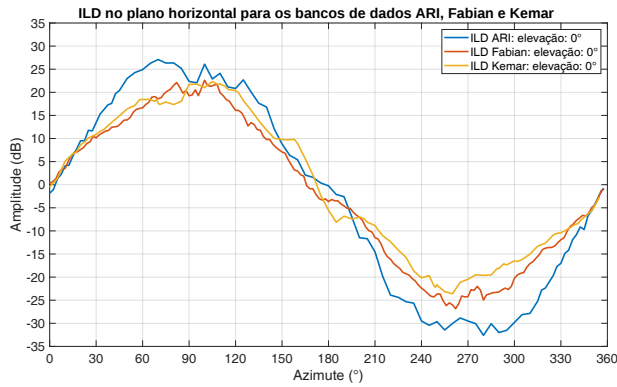
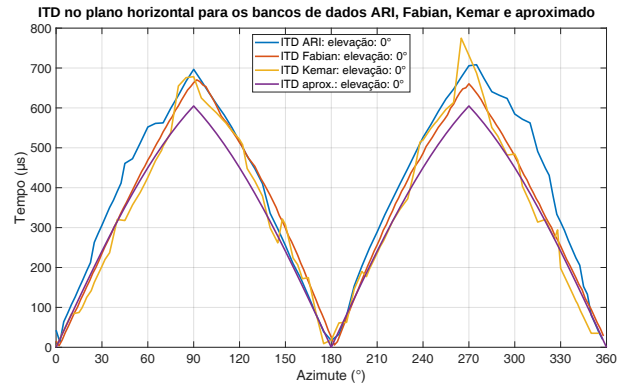
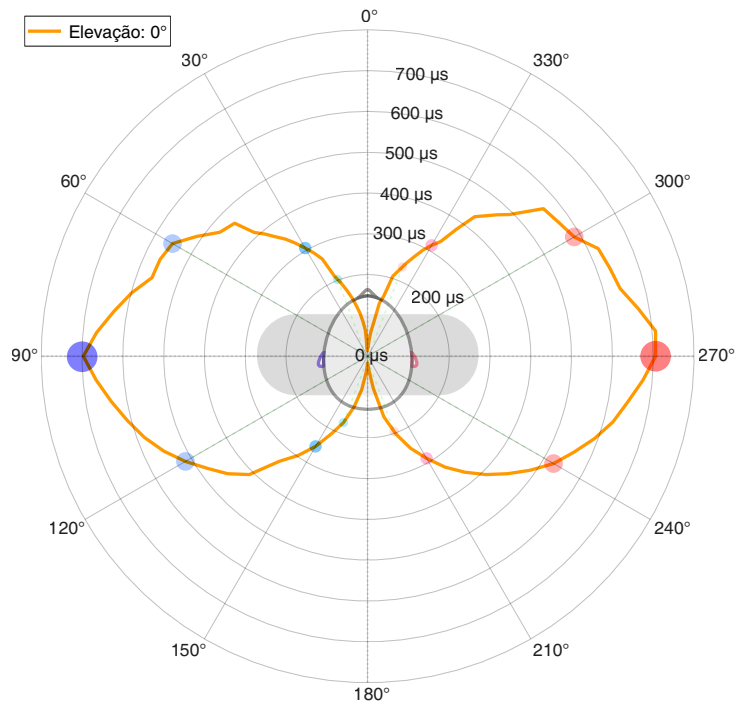
A Função de Transferência Direcional (*Directional Transfer Functions*, DTF) concentra a parte com dependência direcional de uma HRTF (ombros, cabeça e orelha) [44]. De modo análogo, a Função de Transferência Comum (*Common Transfer Function*, CTF) contém a *parte comum* entre os diversos ângulos contidos em um banco de HRTF (ela é sobretudo afetada pela ressonância do canal auditivo).

DTFs podem ser obtidas a partir da divisão espectral das HRTFs (de Campo livre) pela média da magnitude de todas as HRTFs de um indivíduo, sendo essa média a própria CTF. Esse procedimento permite isolar apenas as componentes dependentes da posição da fonte, o que garante às DTFs as informações essenciais para que um ouvinte possa localizar fontes sonoras no espaço (em relação às HRTFs). Isto é, com o uso de DTFs, por exemplo, eventuais movimentos do sujeito ou coloração da sala tendem a ser excluídos em

Comparação entre as ITDs dos bancos de dados ARI, Fabian e Kemar

(a) ITDs, método temporal para elevação zero ($\beta = 0^\circ$), comparação entre bancos de HRTFs (plot polar) — função **SOFACalculateITD**.

Comparação entre as ITDs dos bancos de dados ARI, Fabian e Kemar

(b) ITDs, método temporal para elevação zero ($\beta = 0^\circ$), comparação entre bancos de HRTFs (plot polar) — função **sofaGetITD**.(c) ILDs via ITF ($\beta = 0^\circ$), comparação entre bancos de HRTFs ARI, Fabian e Kemar.(d) ITDs, método temporal para elevação zero ($\beta = 0^\circ$), comparação entre bancos de HRTFs (plot linear).(e) ITDs, método temporal para elevação zero ($\beta = 0^\circ$) — arquivo **ARI_inside_hrtf_nh8.sofa**.**Figura 9:** Comparação de ITDs e ILDs para elevação zero ($\beta = 0^\circ$) — arquivos **ARI_inside_hrtf_nh8.sofa**, **SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa** e **FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa**.

relação à HRTF (da mesma situação). Considere as seguintes relações

$$\text{HRTF}_{\text{Campo Livre}} = \text{DTF} \cdot \text{CTF} \quad \text{e} \quad |\text{CTF}| = \frac{\sum_{i=1}^n w_i \cdot |\text{HRTF}_{\text{Campo livre}, i}|}{\sum_{i=1}^n w_i}, \quad (12)$$

em que w_i é uma ponderação de superfície que depende do *grid* de amostragem espacial.

Como o $|\text{CTF}|$ na equação acima não possui fase, ela é recriada considerando-se um SLIT¹⁵ e um sistema de fase mínima¹⁶. Assim, a fase é estimada utilizando-se a Transformada de Hilbert, tal que $\psi_{\text{CTF}} = \mathcal{H}\{-\ln(|\text{CTF}|)\}$. Logo, tem-se que

$$\text{DTF} = \frac{\text{HRTF}_{\text{Campo Livre}}}{|\text{CTF}| \cdot e^{-j\psi_{\text{CTF}}}}. \quad (13)$$

A deconvolução da HRTF original pela CTF de fase mínima resulta na DTF complexa, na qual as relações interauriculares são preservadas (na prática, a CTF age como um *equalizador*).

A DTF pode ser obtida utilizando-se do SOFA Toolbox, conforme mostrado no Código 13. Selecionando $\phi = 30^\circ$ do banco de HRTFs pode-se plotar a Figura 4 (b) para a orelha esquerda.

Código 13: Cálculo da DTF a partir da HRTF (ou HRIR).

```
HRIR      = SOFALoad('FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa'); % Carrega a HRTF
[DTF, ~] = SOFAhrtf2dtf(HRIR); % Converte para DTFs (Directional Transfer Function)
```

3.9 Planos Horizontal e Mediano (de uma HRTF)

Conforme apresentado na Figura 1, pode-se observar os planos relacionados à cabeça. No contexto dos bancos de dados de HRTFs, é possível plotar gráficos do *plano horizontal* ($\beta = 0^\circ$, azimuth vs. frequência vs. magnitude) e do *plano mediano* (médio sagital, $\phi = 0^\circ$, elevação vs. frequência vs. magnitude). As Figuras 10, 11 e 12 apresentam¹⁷, respectivamente, comparações entre a tomada de pressão na entrada do conduto auditivo e atrás da orelha (ARI *dataset*); HRTFs Fabian, Kemar, ARI e DTF via inteligência artificial (até 18 kHz); e HRTFs com e sem a influência do pavilhão auricular (Viking *dataset*, cabeça Kemar [29]). Para processar e plotar esse tipo de gráfico o Código 14 pode ser usado.

Código 14: Exemplo para plot de planos horizontal e mediano a partir de um arquivo .sofa (vide Figuras 10, 11 e 12).

```
Obj_Fabian = SOFALoad('HRTFs/FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa');
plano = 'MagHorizontal'; % -> Defina o plano de corte <-
% plano = 'MagMedian';
SOFAplotHRTF(Obj_Fabian, plano); title(['Fabian (' plano ')']); axis tight
```

4. Considerações finais

Neste trabalho, delineou-se o desenvolvimento do código computacional Binaural Parameters como uma ferramenta inovadora para o ensino e estudo da *tecnologia biauricular*. Essa solução proporciona aos docentes e pesquisadores a capacidade de imergir os estudantes em uma experiência prática no campo da acústica, permitindo-lhes explorar e compreender os parâmetros essenciais desse campo de conhecimento.

Com o uso dessa ferramenta, os educadores têm a oportunidade de demonstrar, de maneira clara e objetiva, os conceitos teórico-práticos fundamentais, abrangendo desde a Função de Transferência Relacionada à Cabeça (HRTF) até a Função de Transferência Direcional (DTF), além da Função de Transferência Comum (CTF), Diferença de Nível Interauricular (ILD), Diferença de Fase Interauricular (IPD), Diferença Interauricular de Tempo (ITD), Função de Transferência Interauricular (ITF) e Função de Transferência Monoauricular (MTF, de Campos Livre e Difuso). Essa abordagem prática e interativa proporciona uma

¹⁵Sistema Linear Invariante no Tempo (SLIT).

¹⁶No sistema de fase mínima sua inversa é causal e estável. Considerando a Transformada Z, os polos e zeros estão dentro do círculo unitário e se considerada a Transformada de Laplace, os polos e zeros devem estar no plano esquerdo (real).

¹⁷Use as setas abaixo das figuras para navegar entre figuras do carrossel, função disponível em alguns leitores de PDF.

melhor compreensão dos conceitos, permitindo sua aplicação em cenários reais. A finalidade é transformar o conhecimento abstrato em uma compreensão concreta, favorecendo o processo de aprendizagem ativa. O código, implementado na plataforma Matlab, disponibiliza uma interface amigável, intuitiva e de fácil interpretação, simplificando a utilização e manipulação de sinais biauriculares, tanto no domínio do tempo

(a) Mic dentro da orelha

(b) Mic atrás da orelha

Figura 10: Comparação HRTFs para planos diferentes com mics dentro e atrás de orelha (*behind the ear*) [43], no *carrossel de figuras* tem-se o plano horizontal e mediano — arquivos `ARI_inside_hrtf_nh8.sofa` e `ARI_BTE_hrtf_b_ci8.sofa`.

(a) HRTFs Fabian, Kemar e ARI

(b) DTF individualizada (até 18 kHz)

Figura 11: Comparação entre HRTFs Fabian, Kemar e ARI [26, 27, 30] e DTF individualizada (até 18 kHz) [31] para para planos diferentes, no *carrossel de figuras* tem-se o plano horizontal e mediano — arquivos `FABIAN_HRIR_measured_HATO_0.sofa`, `SADIE_KEMAR_DFC_256_order_fir_48000.sofa`, `ARI_inside_hrtf_nh8.sofa` e `DTF_individualizada_01_44.1kHz.sofa`.

(a) Com *pinna*

(b) Sem *pinna*

Figura 12: Comparação entre HRTFs com e sem a pavilhão auricular (*pinna*), no *carrossel de figuras* tem-se o plano horizontal e mediano — arquivos `subj_A.sofa` e `subj_Z_sem_pinna.sofa`, *Viking dataset* (cabeça Kemar) [29].

quanto no domínio da frequência. Essa flexibilidade permite aos estudantes experimentar diferentes configurações e ajustes, explorando as inúmeras possibilidades e funções de transferência resultantes.

Dessa forma, professores e alunos são incentivados a aproveitar os benefícios do Binaural Parameters como uma ferramenta complementar para enriquecer seu processo de aprendizagem. O código está disponível para uso livre, sendo que está em constante desenvolvimento, sempre evoluindo para atender às necessidades e novidades da comunidade acadêmica-científica [45].

O repositório está disponível (no GitHub) em <https://github.com/willdfonseca/binaural-parameters>. Além disso, uma *versão congelada* (para este artigo) pode ser também acessada em <https://github.com/eac-ufsm/sobrac2023-binaural-parameters>.

5. Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer o apoio e infraestrutura da Engenharia Acústica (EAC) [2] e do Programa de Pós-Graduação Arquitetura, Urbanismo e Paisagismo (PPGAUP) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), bem como os seus editais internos de bolsa FIPE-CT e FIEIX-CT que apoiaram parte do desenvolvimento abordado neste trabalho.

Referências

1. RIBEIRO, Luis R. C. *Aprendizagem baseada em problemas (PBL): uma experiência no ensino superior*. São Carlos, SP: EdUFSCar, 2008. ISBN 978-8576001140.
2. FONSECA, William D'Andrea; BRANDÃO, Eric; MAREZE, Paulo Henrique; MELO, Viviane Suzey; TENENBAUM, Roberto A; SANTOS, Christian dos; PAIXÃO, Dinara Xavier da. Acoustical engineering: a complete academic undergraduate program in Brazil. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 152, n. 2, p. 1180–1191, 2022. ISSN 0001-4966, 1520-8524. doi: [10.1121/10.0013570](https://doi.org/10.1121/10.0013570).
3. FONSECA, William D'Andrea. *Ensino Ativo na Engenharia Acústica*. Monografia (Trabalho de conclusão de Curso) — Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil, 2019. Disponível em: <https://bit.ly/eac-al>.
4. FONSECA, William D'Andrea; MELLO, Felipe Ramos; CARVALHO, Davi Rocha; MAREZE, Paulo Henrique; SILVA, Olavo M. Measurement of car cabin binaural impulse responses and auralization via convolution. In: IEEE. *2021 Immersive and 3D Audio: from Architecture to Automotive (I3DA)*. Bologna, Italy, 2021. p. 1–13. doi: [10.1109/I3DA48870.2021.9610834](https://doi.org/10.1109/I3DA48870.2021.9610834).
5. BLAUERT, Jens. *Spatial Hearing: The psychophysics of Human Sound Localization*. Revised. Cambridge, Massachusetts, EUA: The MIT Press, 1996. doi: [10.7551/mitpress/6391.001.0001](https://doi.org/10.7551/mitpress/6391.001.0001). ISBN 978-0262268684.
6. BLAUERT, Jens (Ed.). *Communication Acoustics*. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005. doi: [10.1007/b139075](https://doi.org/10.1007/b139075). ISBN 978-3540274377.
7. BLAUERT, Jens (Ed.). *The Technology of Binaural Listening*. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013. doi: [10.1007/978-3-642-37762-4](https://doi.org/10.1007/978-3-642-37762-4). ISBN 978-3642377617.
8. BLAUERT, Jens; BRAASCH, Jonas (Ed.). *The Technology of Binaural Understanding*. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2020. doi: [10.1007/978-3-030-00386-9](https://doi.org/10.1007/978-3-030-00386-9). ISBN 978-3030003852.
9. VORLÄNDER, Michael. *Auralization, Fundamentals of Acoustics, Modelling, Simulation, Algorithms and Acoustic Virtual Reality*. 2. ed. Aachen: Springer & ASA Press, 2020. (RWTHedition). doi: [10.1007/978-3-540-48830-9](https://doi.org/10.1007/978-3-540-48830-9). ISBN 978-3540488293.
10. XIE, Bosun. *Head-Related Transfer Function and Virtual Auditory Display*. 2. ed. Plantation, FL, USA: J. Ross Publishing, 2013. ISBN 978-1604270709.
11. IIDA, Kazuhiro. *Head-Related Transfer Function and Acoustic Virtual Reality*. Singapore: Springer Singapore, 2019. doi: [10.1007/978-981-13-9745-5](https://doi.org/10.1007/978-981-13-9745-5). ISBN 978-9811397448.
12. PULKKI, Ville; KARJALAINEN, Matti. *Communication Acoustics: An Introduction to Speech, Audio and Psychoacoustics*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2015. ISBN 978-1118866542.
13. MØLLER, Henrik. Fundamentals of binaural technology. *Applied Acoustics*, v. 36, n. 3, p. 171–218, 1992. ISSN 0003-682X. doi: [10.1016/0003-682X\(92\)90046-U](https://doi.org/10.1016/0003-682X(92)90046-U).
14. FONSECA, William D'Andrea. *Notas de aula da disciplina EAC 1032 - Auralização (semestre 2023-1)*. 2023. Engenharia Acústica (EAC), Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil. Ementa: <https://www.ufsm.br/ementario/disciplinas/EAC1032>.

15. WANROOIJ, Marc M. Van; OPSTAL, A. John Van. Sound localization under perturbed binaural hearing. *Journal of Neurophysiology*, v. 97, n. 1, p. 715–726, 2007. doi: [10.1152/jn.00260.2006](https://doi.org/10.1152/jn.00260.2006), PMID: 17065242.
16. FEINKOHL, Arne. *Psychophysical experiments on sound localization in starlings and humans*. Tese (Doutorado) — Universidade de Oldenburg, Oldenburg, Alemanha, 2014. Disponível em: <http://oops.uni-oldenburg.de/2538/>.
17. RISAUD, M.; HANSON, J.-N.; GAUVRIT, F.; RENARD, C.; LEMESRE, P.-E.; BONNE, N.-X.; VINCENT, C. Sound source localization. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, v. 135, n. 4, p. 259–264, 2018. ISSN 1879-7296. doi: [10.1016/j.anorl.2018.04.009](https://doi.org/10.1016/j.anorl.2018.04.009).
18. BRINKMANN, Fabian; WEINZIERL, Stefan. AKtools – An Open Software Toolbox for Signal Acquisition, Processing, and Inspection in Acoustics. In: *AES 142nd Convention*. Berlin, Germany: [s.n.], 2017. p. 1–6. Disponível em: <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=18685>.
19. BERZBORN, Marco; BOMHARDT, Ramona; KLEIN, Johannes; RICHTER, Jan-Gerrit; VORLÄNDER, Michael. The ITA-Toolbox: An Open Source Matlab Toolbox for Acoustic Measurements and Signal Processing. In: *Proceedings of the 43th Annual German Congress on Acoustics - DAGA 2017*. Kiel, Germany: German Acoustical Society (DEGA), 2017. Toolbox disponível em: <https://git.rwth-aachen.de/ita/toolbox>. Disponível em: https://pub.dega-akustik.de/DAGA_2017/data/articles/00257.pdf.
20. SOFA Toolbox. *SOFA - Spatially Oriented Format for Acoustics*. Acesso em julho de 2023. Disponível em: <https://github.com/sofaacoustics/SOFAtoolbox> e <https://www.sofaconventions.org>.
21. OPPENHEIN, Alan V.; WILLSKY, Alan S. *Sinais e Sistemas*. 2. ed. São Paulo, SP: Pearson, 2010. 592 p. ISBN 978-8576055044.
22. CHENG, Corey I.; WAKEFIELD, Gregory H. Introduction to Head-Related Transfer Functions (HRTFs): Representations of HRTFs in Time, Frequency, and Space. *The Journal of the Audio Engineering Society (JAES)*, v. 49, n. 4, p. 231–249, Apr. 2001. ISSN 0004-7554, 1549-4950. Disponível em: <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=10196>.
23. LI, Song; PEISSIG, Jürgen. Measurement of Head-Related Transfer Functions: A Review. *Applied Sciences*, v. 10, n. 14, p. 1–40, Jul. 2020. ISSN 2076-3417. doi: [10.3390/app10145014](https://doi.org/10.3390/app10145014).
24. LEE, Gyeong-Tae; CHOI, Sang-Min; KO, Byeong-Yun; PARK, Yong-Hwa. HRTF measurement for accurate sound localization cues. *arXiv*, p. 1–39, Apr. 2022. doi: [10.48550/arXiv.2203.03166](https://doi.org/10.48550/arXiv.2203.03166).
25. REIJNIERS, Jonas; PARTOENS, Bart; STECKEL, Jan; PEREMANS, Herbert. HRTF Measurement by Means of Unsupervised Head Movements With Respect to a Single Fixed Speaker. *IEEE Access*, v. 8, p. 92287–92300, May 2020. doi: [10.1109/ACCESS.2020.2994932](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2994932).
26. BRINKMANNAND, Fabian; LINDAU, Alexander; WEINZIERL, Stefan; GEISSLER, Gunnar; PAR, Steven van de; MÜLLER-TRAPET, Markus; OPDAM, Rob; VORLÄNDER, Michael. The FABIAN Head-Related Transfer Function data base. Jan. 2020. doi: [10.14279/depositonce-5718.5](https://doi.org/10.14279/depositonce-5718.5).
27. SADIE (Spatial Audio for Domestic Interactive Entertainment). SADIE II Database: Binaural and anthropomorphic measurements for virtual loudspeaker rendering. University of York, UK, May 2020. Disponível em: <https://www.york.ac.uk/sadie-project/database.html>.
28. ARMSTRONG, Cal; THRESH, Lewis; MURPHY, Damian; KEARNEY, Gavin. A Perceptual Evaluation of Individual and Non-Individual HRTFs: A Case Study of the SADIE II Database. *Applied Sciences*, v. 8, n. 11, p. 1–21, 2018. ISSN 2076-3417. doi: [10.3390/app8112029](https://doi.org/10.3390/app8112029).
29. SPAGNOL, Simone; PURKHÚS, Kristján Bjarki; BJORNSSON, Sverrir Karl; UNNTHORSSON, Runar. The Viking HRTF dataset. In: *16th Sound and Music Computing Conference (SMC2019)*. Málaga, Spain: [s.n.], 2019. doi: [10.5281/zenodo.3249251](https://doi.org/10.5281/zenodo.3249251).
30. Acoustics Research Institute (ARI), Austrian Academy of Sciences. ARI HRTF database. 2011. Acesado em 01/07/2023. Disponível em: <https://www.oew.ac.at/isf/das-institut/software/hrtf-database>.
31. CARVALHO, Davi Rocha. *Individualização de funções de transferência relacionadas à cabeça a partir de antropometria e redes neurais artificiais*. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) — Engenharia Acústica (EAC), Universidade Federal de Santa Maria (UFSM), Santa Maria, RS, Brasil, 2022.
32. MAJDAK, Piotr; IWAYA, Yukio; CARPENTIER, Thibaut; NICOL, Rozenn; PARMENTIER, Matthieu; ROGINSKA, Agnieszka; SUZUKI, Yoiti; WATANABE, Kankji; WIERSTORF, Hagen; ZIEGELWANGER, Harald; NOISTERNIG, Markus. Spatially Oriented Format for Acoustics: A Data Exchange Format Representing Head-Related Transfer Functions. In: *134th Convention of the Audio Engineering Society*. Roma, Italy: Audio Engineering Society (AES), 2013. Disponível em: <http://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=16781>.

33. MAJDAK, Piotr; ZOTTER, Franz; BRINKMANN, Fabian; MUYNKE, Julien de; MIHOCIC, Michael; NOISTERNIG, Markus. Spatially Oriented Format for Acoustics 2.1: Introduction and Recent Advances. *The Journal of the Audio Engineering Society (JAES)*, v. 70, n. 7–8, p. 565–584, Jul. 2022. ISSN 0004-7554, 1549-4950. Disponível em: <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=21824>.
34. KUHN, George F. Model for the interaural time differences in the azimuthal plane. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 62, n. 1, p. 157–167, 07 1977. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.381498](https://doi.org/10.1121/1.381498).
35. MAJDAK, Piotr; HOLLOMEY, Clara; BAUMGARTNER, Robert. AMT 1.x: A toolbox for reproducible research in auditory modeling. *Acta Acustica*, v. 6, article n. 19, p. 1–17, May 2022. ISSN 2681-4617. doi: [10.1051/aacus/2022011](https://doi.org/10.1051/aacus/2022011), Toolbox disponível em: <https://www.amtoolbox.org>.
36. ANDREOPOULOU, Areti; KATZ, Brian F. G. Identification of perceptually relevant methods of inter-aural time difference estimation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 142, n. 2, p. 588–598, 08 2017. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.4996457](https://doi.org/10.1121/1.4996457).
37. ALGAZI, V. Ralph; AVENDAÑO, Carlos; DUDA, Richard O. Estimation of a Spherical-Head Model from Anthropometry. *Journal of the Audio Engineering Society*, v. 49, n. 6, p. 472–479, Jun. 2001. ISSN 0004-7554, 1549-4950. Disponível em: <https://www.aes.org/e-lib/online/browse.cfm?elib=10188>.
38. International Organization for Standardization (ISO). *ISO 3382-1:2009: Acoustics – Measurement of room acoustic parameters – Part 1: Performance spaces*. Genebra, 2009. 26 p. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/40979.html>.
39. KATZ, Brian F. G.; NOISTERNIG, Markus. A comparative study of interaural time delay estimation methods. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 135, n. 6, p. 3530–3540, Jun. 2014. ISSN 0001-4966, 1520-8524. doi: [10.1121/1.4875714](https://doi.org/10.1121/1.4875714).
40. BENICHOX, Victor; RÉBILLAT, Marc; BRETTE, Romain. On the variation of interaural time differences with frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 139, n. 4, p. 1810–1821, 04 2016. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.4944638](https://doi.org/10.1121/1.4944638).
41. AARONSON, Neil L.; HARTMANN, William M. Testing, correcting, and extending the Woodworth model for interaural time difference. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 135, n. 2, p. 817–823, 02 2014. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.4861243](https://doi.org/10.1121/1.4861243).
42. BAHU, Hélène; ROMBLOM, David. Optimization and Prediction of the Spherical and Ellipsoidal ITD Model Parameters Using Offset Ears. In: *AES International Conference on Spatial Reproduction - Aesthetics and Science*. Tokyo, Japan: Audio Engineering Society, 2018. p. 1–11. Disponível em: <https://www.aes.org/e-lib/browse.cfm?elib=19599>.
43. PAUSCH, Florian; DOMA, Shaima’a; FELS, Janina. Hybrid multi-harmonic model for the prediction of interaural time differences in individual behind-the-ear hearing-aid-related transfer functions. *Acta Acustica*, v. 6, p. 23, 2022. ISSN 2681-4617. doi: [10.1051/aacus/2022020](https://doi.org/10.1051/aacus/2022020), article n. 34.
44. MIDDLEBROOKS, John C.; GREEN, David M. Directional dependence of interaural envelope delays. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 87, n. 5, p. 2149–2162, 05 1990. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.399183](https://doi.org/10.1121/1.399183).
45. CARVALHO, Davi Rocha; FONSECA, William D’Andrea; MELLO, Felipe Ramos de. Máquina de auralização dinâmica aplicada à comparação de HRTFs em tempo real. In: *XXX Encontro da Sociedade Brasileira de Acústica (Sobrac 2023)*. Natal, RN, Brasil: Sociedade Brasileira de Acústica, 2023. p. 1–12. Disponível em: <https://bit.ly/sobrac2023-auralizacao>.