

1 2 9 0



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Francisco Meneses Alves

EFEITO DO TAMANHO DO SENSOR NA
CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTO
ULTRASSÓNICO

Dissertação no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica,
especialidade em Instrumentação Biomédica orientada pelo Prof. Dr.
Mário João Simões Ferreira dos Santos
e Prof. Dra. Lorena Itatí Petrella e apresentada à Universidade
de Coimbra

Julho de 2023

Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

EFEITO DO TAMANHO DO SENSOR NA CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTO ULTRASSÓNICO

Francisco Meneses Alves

Dissertação no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica, especialidade em Instrumentação Biomédica, orientada pelo Prof. Dr. Mário João Simões Ferreira dos Santos e Prof. Dra. Lorena Itatí Petrella e apresentada à Universidade de Coimbra.

Julho de 2023



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Agradecimentos

Em primeiro lugar, quero agradecer aos meus orientadores, Professor Mário Santos e Professora Lorena Petrella, pelo conhecimento partilhado e por me acompanharem ao longo deste ano desafiante, mostrando sempre disponibilidade para me esclarecerem e orientarem na direção certa. Obrigada por todo o apoio e ajuda no desenvolvimento deste projeto.

Um agradecimento especial ao Professor Fernando Perdigão pelo tempo que disponibilizou para me ajudar, facilitando o acesso à máquina eros, fundamental para o cumprimento do projeto.

Por fim, expresso a minha gratidão à minha família e amigos, em especial aos meus pais, irmão e avós, pela sua paciência e apoio incondicional. Agradeço por acreditarem nas minhas capacidades e me transmitirem a segurança e motivação necessária para superar este desafio.

Resumo

A calibração de dispositivos médicos, nomeadamente de equipamentos de diagnóstico por ultrassons, é essencial para garantir a sua eficácia e segurança. Um dos métodos de calibração comumente usado é baseado no uso de um hidrofone como elemento sensor para medir o campo ultrassónico emitido pelo dispositivo. No processo de calibração, o campo ultrassónico é mapeado com o hidrofone para encontrar o ponto de máxima pressão (localizado no foco do feixe ultrassónico), sendo o sinal obtido na saída do hidrofone proporcional ao valor médio da pressão incidente na sua superfície.

Quando a área ativa do hidrofone é comparável ou maior do que a área do feixe ultrassónico no foco, o hidrofone não medirá apenas o ponto de máxima pressão, mas também as áreas circundantes, fazendo com que o sinal médio de saída subestime o valor real da pressão máxima. Este efeito indesejado é denominado efeito da média espacial. Em muitas situações, a limitação no uso de hidrofones com tamanhos apropriados deve-se à inerente redução na sensibilidade dos mesmos.

As normas da Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC, *International Electrotechnical Commission*) fornecem métodos para corrigir o efeito de média espacial quando a calibração é realizada com tamanhos de hidrofone maiores que o tamanho ideal. Porém, a correção proposta pela IEC 62127-1:2007, aplica-se a uma pequena gama de diâmetros de hidrofones.

Neste estudo foi desenvolvida uma ferramenta que permitiu a simulação computacional do efeito da média espacial, para condições específicas de emissor/recetor. A partir dos sinais simulados (medidos pelos hidrofones virtuais) foi possível definir de forma empírica fatores de correção para o efeito da média espacial. Em comparação com a correção proposta pela IEC 62127-1:2007, a abordagem implementada neste trabalho apresentou resultados semelhantes para tamanhos menores de hidrofones, mas também permite estender a sua aplicação a hidrofones de diâmetros superiores. Assim, com este estudo, foi introduzida uma nova ferramenta na calibração de equipamentos ultrassónicos, que aborda o compromisso entre precisão e sensibilidade do elemento sensor.

Palavras-chave: média espacial, ultrassons, simulação, k-Wave, hidrofone

Abstract

The calibration of medical devices, namely ultrasound diagnostic equipment, is essential to ensure their effectiveness and safety. One of the commonly used calibration methods is based on using a hydrophone as a sensor element to measure the ultrasonic field emitted by the device. In the calibration process, the ultrasonic field is mapped with the hydrophone to find the maximum pressure point (located at the focus of the ultrasonic beam), the signal obtained at the hydrophone output being proportional to the average value of the pressure incident on its surface.

When the active area of the hydrophone is comparable or larger than the area of the ultrasonic beam at the focus, the hydrophone will not only measure the point of maximum pressure, but also the surrounding areas, causing the average output signal to underestimate the real value of the maximum pressure. This undesired effect is called the spatial averaging effect. In many situations, the limitation in the use of appropriately sized hydrophones is due to their inherent reduction in sensitivity.

International Electrotechnical Commission (IEC) standards provide methods to correct for the spatial averaging effect when calibration is performed with hydrophone sizes larger than the optimal size. However, the correction proposed by IEC 62127-1:2007 applies to a small range of hydrophone diameters.

In this study, a tool was developed that allowed the computational simulation of the spatial average effect, for specific emitter/receiver conditions. From the simulated signals (measured by the virtual hydrophones) it was possible to empirically define correction factors for the spatial average effect. Compared to the correction proposed by IEC 62127-1:2007, the approach implemented in this work presented similar results for smaller hydrophone sizes, but also allows extending its application to hydrophones with larger diameters. Thus, with this study, a new tool was introduced in the calibration of ultrasonic equipment, which addresses the compromise between precision and sensitivity of the sensor element.

Keywords: spatial averaging, ultrasound, simulation, k-Wave, hydrophone

Índice

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	iv
Abstract.....	v
Índice.....	vii
Lista de Figuras.....	ix
Lista de Tabelas.....	xii
Lista de Acrónimos.....	xiii
Lista de Símbolos.....	xiv
1. Introdução.....	1
1.1. Motivação.....	1
1.2. Objetivos.....	2
1.3. Organização da Dissertação.....	2
2. Conceitos Básicos.....	4
2.1. Ultrassons.....	4
2.2. Interação dos ultrassons com o meio.....	5
2.3. Transdutores Ultrassónicos.....	8
2.3.1. Conceitos.....	8
2.3.2. Ultrassons para diagnóstico.....	10
2.4. Hidrofonos.....	11
3. Estado de arte.....	13
3.1. Sistema A-scan para caracterização de catarata ocular.....	13
3.2. Calibração do dispositivo médico experimental.....	13
3.3. Efeito da média espacial.....	15
3.4. IEC 62127-1:2007.....	17
3.5. Parâmetros avaliados.....	20
4. Materiais e Métodos.....	21
4.1. K-Wave Toolbox.....	21
4.1.1. Definição da fonte e sensor.....	22
4.2. Testes iniciais.....	26
4.2.1. Comparação do modo grelha com a função <i>kWaveArray</i>	27
4.2.2. Análise de resolução da grelha computacional.....	27
4.3. Visualização do efeito da média espacial.....	27
4.4. Aplicação da correção dada pela norma IEC 62127-1:2007.....	28
4.5. Nova abordagem.....	28
4.6. Comparação entre sinais simulados e reais.....	30
5. Resultados.....	32

5.1.	Testes iniciais	32
5.2.	Visualização do efeito da média espacial.....	35
5.3.	Correção dada pela IEC 62127-1:2007	36
5.4.	Nova abordagem para a correção do efeito da média espacial.....	39
5.5.	Aproximação usando uma exponencial	41
5.6.	Aproximação usando uma potência	43
5.7.	Aproximação usando uma razão entre polinómios	45
5.8.	Comparação entre sinais reais e simulados	49
6.	Conclusão e trabalhos futuros	50
	Bibliografia	52
A.	Anexo A	55
B.	Anexo B	61
C.	Anexo C	63

Lista de Figuras

Figura 2.1. Mecanismos de propagação da onda sonora para uma onda longitudinal (a) e para uma onda transversal (b). λ : comprimento de onda. Adaptado de [9].....	4
Figura 2.2. Representação esquemática da lei de Snell.	6
Figura 2.3. Representação do fenômeno de espalhamento (<i>scattering</i>) de ondas acústicas. A incidência num alvo com irregularidades de dimensões comparáveis ao comprimento de onda causa reflexão em diversas direções. Adaptado de [10].	7
Figura 2.4. Componentes principais de um transdutor ultrassônico. Adaptado de [5].	8
Figura 2.5. Representação do campo acústico de um transdutor plano (a) e do campo acústico de um transdutor focalizado (b). Adaptado de [13].	9
Figura 2.6. A-scan de um olho, onde os picos correspondem a água (W), córnea (C), lente anterior (AL) e posterior (PL) e retina (R) (a). Obtido de [14]. B-scan um olho (b). Obtido de [12].....	11
Figura 2.7. Hidrofone de membrana (a) e hidrofone agulha (b). Obtido de [14].....	12
Figura 3.1. Componentes do sistema A-scan. 1) Computador, 2) xSCAN, 3) Sonda. Obtido de [20].	13
Figura 3.2. Sistema de medição do campo ultrassônico. 1) Posicionador xyz, 2) Suporte da sonda, 3) recipiente de acrílico, 4) Hidrofone, 5) Osciloscópio, 6) Acoplador DC, 7) Computador, 8) xSCAN. Adaptado de [19].	14
Figura 3.3. Representação de um campo ultrassônico com um hidrofone pontual (a) e com um hidrofone com diâmetro superior ao diâmetro do feixe ultrassônico (b).	16
Figura 4.1. Representação das superfícies criadas pela função <i>makeBowl</i> definida com um diâmetro finito (a) e com diâmetro infinito (b).	23
Figura 4.2. Representação de um disco em 2D utilizando a função <i>makeBowl</i> (a) e utilizando a função <i>kWaveArray</i> (b).....	24
Figura 4.3. Configuração em 2D das simulações realizadas com recurso ao k-Wave. À esquerda é representada a sonda, com diâmetro D , e à direita o hidrofone, com diâmetro d . F é a distância focal da sonda, que corresponde à distância entre ambos.....	26
Figura 4.4. Sistema de calibração na medição do campo acústico emitido por uma sonda oftalmológica A-scan de 20 MHz.	31
Figura 5.1. Comparação dos resultados obtidos utilizando a grelha computacional e a função <i>kWaveArray</i> . As curvas correspondem aos valores de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), obtidos através das simulações da sonda A, em função dos diâmetros dos hidrofones. A letra A representa a utilização da função <i>kWaveArray</i> , e G a utilização do método grelha, indicado para os pares Fonte-Sensor.	32
Figura 5.2. Comparação dos resultados obtidos utilizando diferentes resoluções da grelha computacional. As curvas correspondem aos valores de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), obtidos através das simulações da sonda A, em função dos diâmetros dos hidrofones. Valores maiores de ppw	

correspondem a tamanhos menores de voxels.	34
Figura 5.3. Valores de pressão obtidos para diferentes diâmetros (d) de hidrofones, em função da distância axial na região do foco. São apresentados os valores de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), para hidrofones com diâmetro pontual ($d=p$) e diâmetros de 0,2 mm, 0,5 mm e 1 mm.	36
Figura 5.4. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda D.	38
Figura 5.5. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de Rbh . São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda D.	39
Figura 5.6. Pressão normalizada em função do parâmetro Rbh para os valores de pressão de pc , pr e $ppsi$. Para a sonda A.	40
Figura 5.7. Fatores de correção em função de Rbh para pc e pr (a) e $ppsi$ (b). A, B e C refere-se às diferentes sondas simuladas.	41
Figura 5.8. Ajuste dos valores de Kp (a) e $Kppsi$ (b) a uma exponencial.	42
Figura 5.9. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma curva exponencial. Os dados apresentados correspondem à sonda D.	43
Figura 5.10. Ajuste dos valores de Kp (a) e $Kppsi$ (a) a uma potência.	44
Figura 5.11. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma curva de potência. Os dados apresentados correspondem à sonda D.	45
Figura 5.12. Ajuste dos valores de Kp (a) e $Kppsi$ (b) a uma razão entre polinômios.	46
Figura 5.13. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma relação entre polinômios. Os dados apresentados correspondem à sonda D.	47
Figura 5.14. Comparação do perfil do feixe ultrassônico na região do foco (varrimento lateral), obtida mediante sinais reais e simulados. Os valores de pressão apresentados correspondem a $ppsi$	49
Figura A.1. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda A.	55
Figura A.2. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de Rbh . São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda A.	56
Figura A.3. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os	

valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda B.	57
Figura A.4. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de Rbh . São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda B.	58
Figura A.5. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda C.	59
Figura A.6. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção Ksa dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de Rbh . São apresentados os valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda C.	60
Figura B.1. Pressão normalizada em função do parâmetro Rbh para os valores de pressão de pc , pr e $ppsi$. Para a sonda B.	61
Figura B.2. Pressão normalizada em função do parâmetro Rbh para os valores de pressão de pc , pr e $ppsi$. Para a sonda C.	62
Figura C.1. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma relação entre polinómios. Os dados apresentados correspondem à sonda A.	63
Figura C.2. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma relação entre polinómios. Os dados apresentados correspondem à sonda B.	64
Figura C.3. Valores de pressão máxima de pc (a), pr (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação Kp vs. Rbh e $Kppsi$ vs. Rbh é aproximada a uma relação entre polinómios. Os dados apresentados correspondem à sonda C.	65

Lista de Tabelas

Tabela 3.1. Índices acústicos máximos indicados pela FDA para aplicações oftalmológicas de diagnóstico por ultrassons e resultados da calibração obtidos com o dispositivo médico experimental para caracterização de catarata [19].	15
Tabela 4.1. Parâmetros, descrições e respectivos valores dos parâmetros utilizados nas funções do k-Wave. Os valores dos respectivos parâmetros definidos com – variam com a simulação realizada [4][28].	25
Tabela 4.2. Configurações dos transdutores que foram implementados durante as simulações [19][22].	26
Tabela 5.1. Valores de ganho teórico, com a utilização do <i>kWaveArray</i> e com o método de grelha para os diferentes modelos de sondas considerados.	33
Tabela 5.2. Tempo computacional das simulações 3D usando diferentes <i>ppw</i> .	35
Tabela 5.3. Valores da distorção não linear para os diferentes modelos de sondas considerados.	37
Tabela 5.4. Valores da largura do feixe a -6 dB para as sondas utilizados.	40
Tabela 5.5. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de <i>pc</i> aplicada à sonda D.	48
Tabela 5.6. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de <i>pr</i> aplicada à sonda D.	48
Tabela 5.7. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de <i>ppsi</i> aplicada à sonda D.	48

Lista de Acrónimos

ADC	Conversor Analógico-Digital
API	<i>Application Programming Interface</i>
CPU	Unidade Central de Processamento
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
GPU	Unidade de Processamento Gráfico
MI	Índice Mecânico
PML	<i>Perfectly Matched Layer</i>
TIS	Índice Térmico para tecidos moles

Lista de Símbolos

f	Frequência
T	Período
c	Velocidade do som
λ	Comprimento de onda
B	Módulo de elasticidade
ρ	Densidade
Z	Impedância acústica
θ_i	Ângulo de incidência
θ_t	Ângulo de transmissão
θ_r	Ângulo de reflexão
R_c	Coefficiente de reflexão
T_c	Coefficiente de transmissão
α	Coefficiente de atenuação
α_0	Fator do coeficiente de atenuação
n	Expoente do coeficiente de atenuação
p	Pressão acústica
p_0	Pressão acústica inicial
x	Distância à fonte
$I_{spta,\alpha}$	Intensidade média-temporal de pico-espacial atenuada
α_{max}	Raio máximo de um hidrofone

a	Raio do transdutor ultrassónico
F	Distância focal
p_r	Pressão acústica de pico de rarefação
p_c	Pressão acústica de pico de compressão
$ppsi$	Integral do quadrado da pressão do pulso
r	Distância ao eixo no plano focal
K_{sa}	Fator de correção para o efeito da média espacial dado pela IEC 62127-1:2007
β	Razão entre o sinal a um raio de hidrofone do eixo do feixe e o sinal no feixe
δ	Correção para o efeito da média espacial
β'	Razão entre o sinal a meio raio de hidrofone do eixo do feixe e o sinal no feixe
σ_m	Parâmetro de distorção não linear
β_m	Parâmetro de não linearidade
ω	Frequência angular
z	Distância entre a superfície da sonda e o plano da frente de onda
p_m	Pico médio da pressão acústica
F_g	0,69 vezes a relação entre a área geométrica da sonda e a área do feixe a $-6dB$
$BW(-6 dB)$	Largura do feixe a $-6 dB$ no foco
D	Diâmetro do transdutor ultrassónico
R_{bh}	Razão entre a largura do feixe a $-6 dB$ no foco e o diâmetro do hidrofone

d	Diâmetro do hidrofone
G	Ganho em pressão no foco
k	Número de onda
ppw	Número de pontos por comprimento de onda
dx	Resolução da grelha
K	Fator de correção para o efeito da média espacial
P	Valor de pressão acústica máximo medido por um hidrofone pontual posicionado no foco
P_i	Valor de pressão acústica máximo medido por um hidrofone de um determinado diâmetro
P_i'	Valor de pressão acústica máximo normalizado medido por um hidrofone de um determinado diâmetro
K_{exp}	Fator de correção para o efeito da média espacial aproximando a uma exponencial
K_{pow}	Fator de correção para o efeito da média espacial aproximando a uma potência
K_{rp}	Fator de correção para o efeito da média espacial aproximando a uma razão entre polinómios
K_p	Fator de correção para o efeito da média espacial para p_c e p_r
K_{psi}	Fator de correção para o efeito da média espacial para psi

1. Introdução

1.1. Motivação

O campo da acústica biomédica engloba uma ampla variedade de aplicações de diagnóstico, terapêuticas e cirúrgicas. Em todas essas aplicações, é importante caracterizar com precisão a saída acústica, para avaliar a segurança e eficácia dos procedimentos médicos, assegurando a sua conformidade com os requisitos dos órgãos reguladores [1,2].

Normas internacionais e especificações técnicas descrevem medições acústicas relevantes para caracterizar dispositivos médicos baseados no uso de ultrassons. Estas normas incluem informações sobre as medições acústicas relevantes e os índices de segurança de exposição acústica [1,3].

As medições do campo acústico incluem parâmetros como as pressões acústicas máximas de compressão (p_c) e rarefação (p_r), e a integral do quadrado da pressão do pulso (*ppsi*, *pulse pressure squared integral*). Estes parâmetros são usados para calcular índices de segurança de exposição acústica, como o índice mecânico (MI) e o índice térmico para tecidos moles (TIS), que fornecem uma avaliação dos efeitos de aquecimentos e cavitação respetivamente, produzidos pela exposição do tecido biológico à energia ultrassónica.

No entanto, quando a área ativa dos elementos sensores utilizados na medição do campo de pressão não apresentam um tamanho o suficientemente pequeno comparado à área de máxima pressão do feixe ultrassónico, os parâmetros são subestimados devido ao efeito da média espacial [1,4]. O efeito de média espacial acontece quando o elemento sensor não mede só a área de máxima pressão, mas também as regiões circundantes de menor pressão. A saída do elemento sensor será proporcional à média da pressão incidente em toda sua superfície, subestimando assim o valor de máxima pressão.

Neste sentido, a norma IEC 62127-1:2007 [4] propõe métodos para corrigir o efeito de média espacial quando a calibração é realizada com tamanhos de hidrofone maiores que o tamanho ideal. Porém, o método proposto, aplica-se a uma gama de diâmetros de hidrofones próximas àquelas do tamanho ideal, sendo desaconselhado para tamanhos superiores [4].

Este trabalho pretende desenvolver uma ferramenta para simulação do processo de calibração de campos ultrassónicos, a fim de desenvolver um novo método mais abrangente para a correção para o efeito da média espacial.

1.2. Objetivos

O objetivo do presente trabalho foi estabelecer um modelo computacional que permita simular o efeito da média espacial no processo de calibração do campo ultrassónico mediante hidrofones, e fornecer um fator de correção adequado para condições específicas de emissor/recetor.

Os objetivos específicos são:

- Desenvolver uma ferramenta para simulação do processo de calibração de campos ultrassónicos mediante o uso de hidrofones;
- Validar as simulações por comparação com sinais reais;
- Desenvolver uma nova abordagem para a correção do efeito da média espacial;
- Comparar os resultados com a correção proposta pela IEC 62127-1:2007.

1.3. Organização da Dissertação

Esta tese está dividida em seis capítulos. O primeiro capítulo apresentado corresponde à introdução, apresentando a motivação por trás do presente trabalho (1.1), os objetivos (1.2) e o presente subcapítulo descrevendo a organização da tese (1.3).

O segundo capítulo tem como objetivo apresentar uma revisão dos conceitos básicos para a realização deste trabalho. Na secção 2.1 é realizada uma breve introdução sobre as características das ondas ultrassónicas e a sua interação com o meio físico, em especial com tecidos biológicos. Na secção 2.2 são apresentadas as principais características e o funcionamento de transdutores ultrassónicos. Finalmente na secção 2.3 é descrito o funcionamento de hidrofones.

O estado da arte que suporta o desenvolvimento do projeto está contido no capítulo 3. Na secção 3.1 é realizada uma breve introdução a um sistema ultrassónico desenvolvido para a caracterização de cataratas oculares, o qual foi o ponto de partida do presente projeto. Na secção 3.2 descreve-se o efeito da média espacial. Na secção 3.3 são apresentados os parâmetros acústicos utilizados na avaliação de sistemas ultrassónicos, aos quais são aplicadas as correções do efeito da média espacial. Finalmente na secção 3.4 é descrita a correção para o efeito da

média espacial proposta na norma IEC 62127-1:2007.

O capítulo 4 descreve os materiais e métodos do trabalho desenvolvido. As simulações realizadas usando a *toolbox* k-Wave do MATLAB é descrita em 4.1, e são apresentados os testes preliminares em 4.2. A metodologia para a visualização do efeito da média espacial é apresentada na secção 4.3, e a aplicação da correção para este efeito segundo a IEC 62127-1:2007 é desenvolvida em 4.4. A nova abordagem implementada é descrita na secção 4.5. Na secção 4.6 é descrito o método de comparação entre sinais simulados e reais.

No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos para cada etapa descrita no capítulo 4. Finalmente, no capítulo 6 são discutidos os resultados decorrentes do trabalho desenvolvido e apresentadas as conclusões e trabalhos futuros.

2. Conceitos Básicos

2.1. Ultrassons

As ondas acústicas são constituídas por energia mecânica produzida por uma fonte vibrante. Por se tratar de ondas mecânicas, propagam-se num meio físico contínuo e elástico através do deslocamento das partículas que o constituem [5,6].

As ondas acústicas possuem dois mecanismos principais de propagação: longitudinal e transversal. As ondas transversais propagam-se principalmente em meios sólidos e, embora possam viajar em tecidos calcificados, como ossos ou dentes, apresentam pouca relevância em tecidos moles, onde prevalecem as ondas longitudinais [8]. Nas ondas longitudinais, as partículas do meio oscilam ao longo da direção de propagação da onda. Isto leva a que sejam criadas zonas de compressão (onde a pressão é maior que aquela em estado de repouso) e zonas de rarefação (onde a pressão é inferior à pressão em estado de repouso), como apresentado na Figura 2.1 (a). Por sua vez as ondas transversais são aquelas em que a direção de vibração é perpendicular à direção de propagação da onda, como apresentado na Figura 2.1 (b) [9].

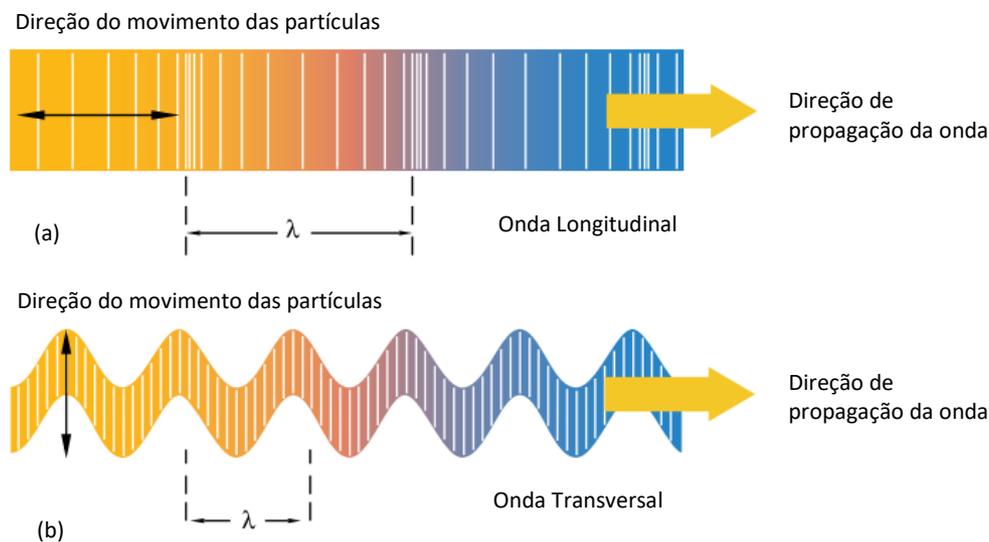


Figura 2.1. Mecanismos de propagação da onda sonora para uma onda longitudinal (a) e para uma onda transversal (b). λ : comprimento de onda. Adaptado de [9].

A frequência de uma onda ultrassónica (f), é o número de vezes que a onda oscila por

unidade de tempo, comumente expressa em Hertz ($Hz = s^{-1}$). Ondas sonoras com frequências inferiores a 15 Hz são designadas de infrassons. Sons audíveis são aqueles que conseguem ser percebidos por o ouvido humano, sendo que as frequências audíveis estão compreendidas entre 15 Hz e 20 kHz. Já os ultrassons compreendem frequências superiores a 20 kHz. O período (T) é o tempo que uma onda demora a completar um único ciclo e é igual ao inverso da frequência [5].

O comprimento de onda (λ) é a distância entre dois pontos equivalentes consecutivos, como representado na Figura 2.1. A velocidade do som no meio (c) é a distância percorrida pela onda por unidade de tempo, sendo um valor característico do meio de propagação, que depende também da temperatura, e é definida por:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (2.1)$$

onde B ($Kg/(ms^2)$) é o módulo de elasticidade e ρ (Kg/m^3) a densidade do meio [5]. A relação entre velocidade, comprimento de onda e frequência das ondas acústicas é dada por [5,6]:

$$c = \lambda f \quad (2.2)$$

2.2. Interação dos ultrassons com o meio

As interações de uma onda ultrassônica com as partículas do meio no qual se propaga, dependem tanto das características intrínsecas da própria onda como das propriedades físicas do meio. Uma propriedade acústica fundamental dos materiais é a impedância acústica (Z), que representa a resistência das partículas às vibrações mecânicas, e é dada por:

$$Z = \rho c \quad (2.3)$$

sendo a unidade de medida mais frequentemente utilizada o *Rayl* ($Kg/(m^2s)$).

Por sua vez, as interações que podem existir entre a onda sonora e o meio são: reflexão, refração, espalhamento (*scattering*) e absorção [5].

A reflexão ocorre nas fronteiras entre tecidos com impedâncias acústicas diferentes. Como resultado, parte da onda ultrassônica é refletida para o primeiro meio enquanto outra parte é transmitida para o segundo meio. As direções das ondas refletidas e transmitidas são

determinadas pela lei de Snell:

$$\frac{\text{sen}(\theta_i)}{\text{sen}(\theta_t)} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.4)$$

onde θ_i é o ângulo do feixe incidente, θ_t o ângulo do feixe transmitido e c_1 e c_2 a velocidade do som no meio 1 e 2, respectivamente, como ilustrado na Figura 2.2. Esta lei considera que θ_i e o ângulo do feixe refletido (θ_r), são iguais em relação à direção normal da superfície reflexiva [6].

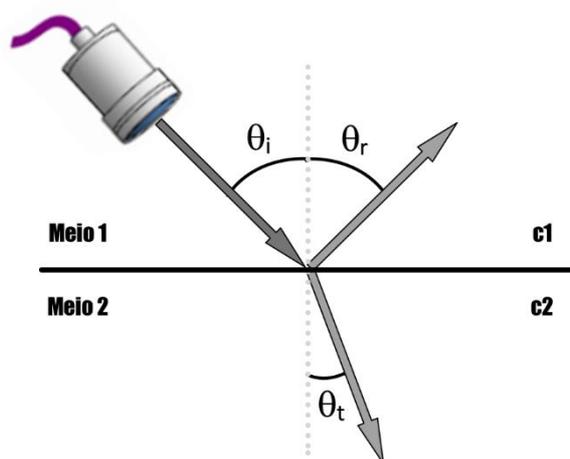


Figura 2.2. Representação esquemática da lei de Snell.

A fração da pressão refletida na interface é dada pelo coeficiente de reflexão (R_c), enquanto a fração da pressão transmitida através da interface é representada pelo coeficiente de transmissão (T_c). Estes coeficientes, considerando que a incidência é perpendicular, podem ser determinados pelas equações 2.5 e 2.6, onde Z_1 e Z_2 são as impedâncias acústicas do primeiro e do segundo meio, respectivamente [5][6].

$$R_c = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.5)$$

$$T_c = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (2.6)$$

O espalhamento das ondas ultrassônicas acontece quando incidem em corpos de tamanhos pequenos em comparação com o comprimento de onda.

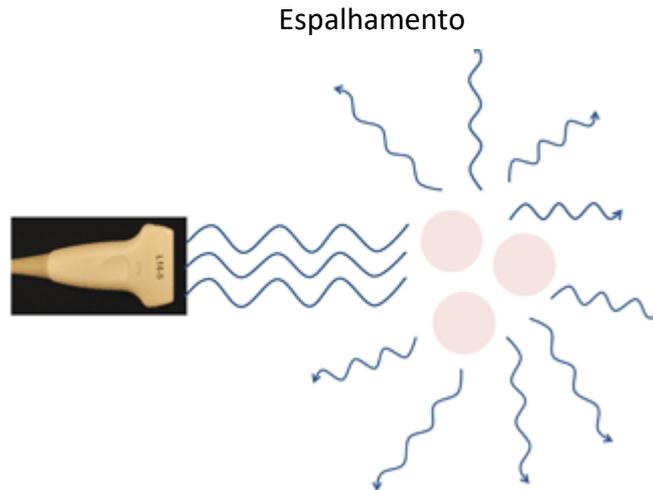


Figura 2.3. Representação do fenômeno de espalhamento (*scattering*) de ondas acústicas. A incidência num alvo com irregularidades de dimensões comparáveis ao comprimento de onda causa reflexão em diversas direções. Adaptado de [10].

A atenuação é definida como a perda gradual de energia da onda ultrassônica à medida que a mesma se propaga através do meio. A absorção é a forma dominante de atenuação, que consiste na conversão direta da energia acústica em calor. A dispersão da energia é outro mecanismo que contribui para a atenuação das ondas acústicas [5].

O coeficiente de atenuação (α) indica a taxa à qual a intensidade da onda acústica é atenuada, e expressa-se geralmente em dB/(cm · MHz). O coeficiente de atenuação depende tanto das características do meio como da frequência da onda, e é dado por:

$$\alpha = \alpha_0 f^n \quad (2.7)$$

onde, α_0 é o coeficiente de atenuação a 1 MHz e n define a dependência da atenuação com a frequência. Para os tecidos moles, assume-se que o valor de n é próximo da unidade e, portanto, o coeficiente de atenuação aumenta quase linearmente com a frequência [11].

Assim, a pressão acústica a uma determinada distância da fonte é dada por:

$$p = p_0 e^{-\alpha x} \quad (2.8)$$

onde p_0 e p são a pressão inicial e final da onda acústica, respetivamente, e x é a distância à fonte [5,6].

2.3. Transdutores Ultrassônicos

2.3.1. Conceitos

A geração e recepção de ultrassons por meio de transdutores são baseadas no efeito piezoelétrico, que consiste na conversão de energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. Alguns materiais cristalinos, denominados materiais piezoelétricos, têm a propriedade de expandir ou contrair quando uma tensão elétrica é aplicada sobre eles. Por outro lado, quando expandidos ou comprimidos por uma força externa, estes materiais são capazes de gerar uma carga elétrica nas suas superfícies (efeito piezoelétrico inverso) [5,6].

Os materiais piezoelétricos são os constituintes principais dos transdutores ultrassônicos. Como o efeito piezoelétrico é um fenômeno reversível, o mesmo elemento pode ser usado para gerar uma onda ultrassônica (emissor) assim como para detectar ecos e sinais retro-espalhados (recetor), em janelas temporais diferentes [5,6].

Além dos elementos piezoelétricos, os transdutores incluem outros componentes como conexões elétricas, camada de acoplamento acústico, isolador acústico e carcaça externa, como representado na Figura 2.4 [6].

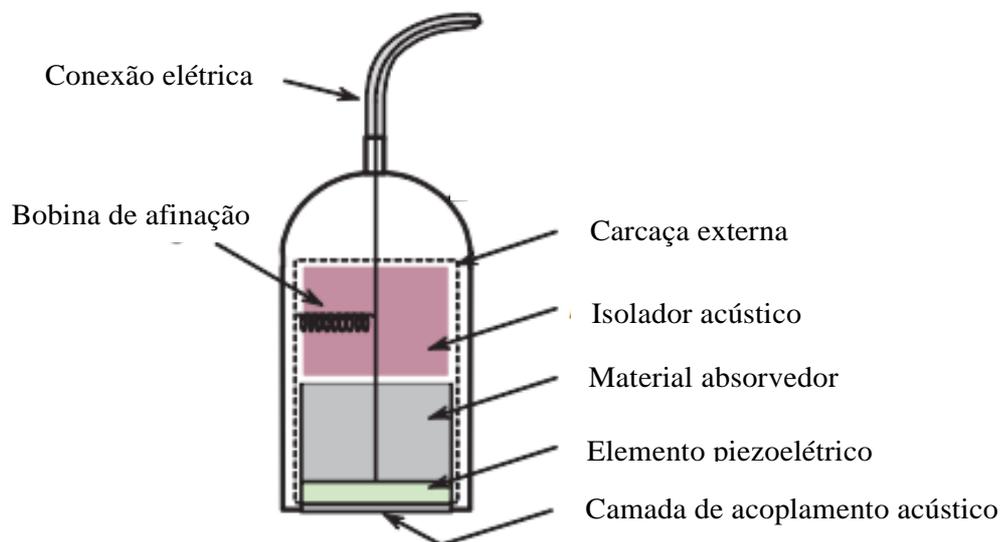


Figura 2.4. Componentes principais de um transdutor ultrassônico. Adaptado de [5].

O material absorvedor é um material altamente atenuante usado para atenuar as

vibrações do transdutor após a transmissão da onda. O material isolante elimina a influência de fontes elétricas externas sobre o elemento ativo e impede que as vibrações do material piezolétrico passem para a carcaça externa que cobre todos os componentes do transdutor. A camada de acoplamento acústico fornece a interface entre o elemento transdutor e o tecido biológico, minimizando as diferenças de impedância acústica e favorecendo a transmissão da onda para o meio [5,7].

Os transdutores de ultrassom podem ser constituídos por um único elemento ativo ou uma matriz de elementos. Transdutores de elemento único são os mais comuns em aplicações oftalmológicas. Por sua vez, estes transdutores podem ser planos ou focalizados, sendo a distância focal fixa e definida pela curvatura do próprio material piezoelétrico ou por uma lente a ele acoplada [5].

O campo gerado por transdutores não focalizados é caracterizado por uma primeira zona chamada de campo próximo, e por uma zona onde o feixe ultrassônico se dispersa, chamado de campo distante, como apresentado na Figura 2.5 (a). Por sua vez, no campo acústico gerado por um transdutor ultrassônico focalizado, a energia ultrassônica concentra-se maioritariamente numa zona designada como zona focal, como apresentado na Figura 2.5 (b) [9,12].

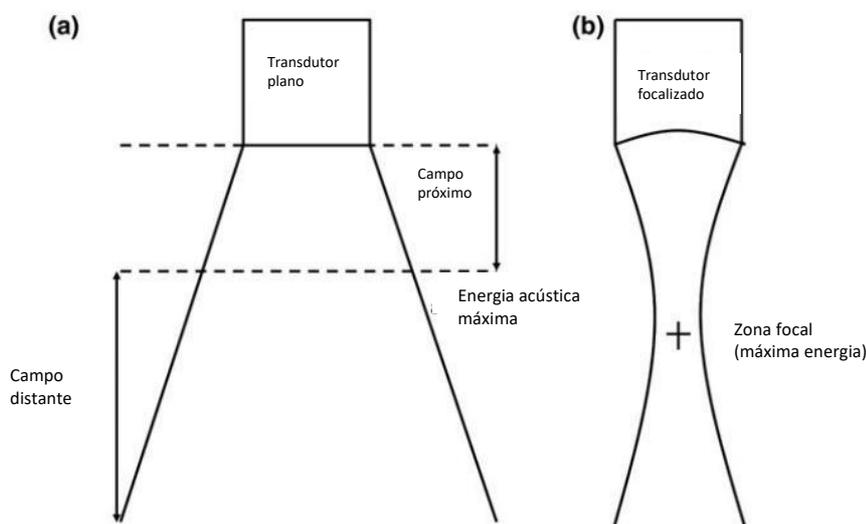


Figura 2.5. Representação do campo acústico de um transdutor plano (a) e do campo acústico de um transdutor focalizado (b). Adaptado de [13].

2.3.2. Ultrassons para diagnóstico

Existem dois mecanismos principais para gerar e detetar ondas ultrassónicas: o modo pulso-eco e o modo de transmissão. No modo pulso-eco, o mesmo transdutor é utilizado para produzir ondas ultrassónicas e detetar os ecos refletidos nas estruturas pretendidas, funcionando assim como emissor e recetor. Por outro lado, o método de transmissão necessita de um transdutor para emitir o sinal ultrassónico e outro transdutor, posicionado no lado oposto do meio, para receber o sinal, depois deste se propagar no material a analisar. O método mais utilizado em medicina para geração de imagens é o método pulso-eco [7,13].

Em função do método de visualização dos sinais recebidos pelo elemento sensor, podemos classificar os seguintes modos:

- A-scan;
- B-scan;
- M-scan;
- Imagem Doppler.

No modo de visualização A-scan (*Amplitude mode*) é representada, em função do tempo, a amplitude do sinal ultrassónico recebido pelo transdutor, tornando possível estimar a profundidade de uma interface através da diferença de tempo entre a emissão do pulso e a receção do eco, como apresentado na Figura 2.6 (a) [5].

No modo B-scan (*Brightness mode*), gera-se uma imagem 2D construída a partir de sucessivos varrimentos A-scan, onde o eixo horizontal corresponde à posição (movimento) da sonda, o eixo vertical corresponde à direção de propagação do feixe (profundidade do meio), e o brilho em cada ponto é proporcional à amplitude dos sinais recebidos, como apresentado na Figura 2.6 (b) [5].

Os modos M-scan e Doppler [5], estão fora do escopo do presente trabalho, pelo que seus princípios não serão abordados.

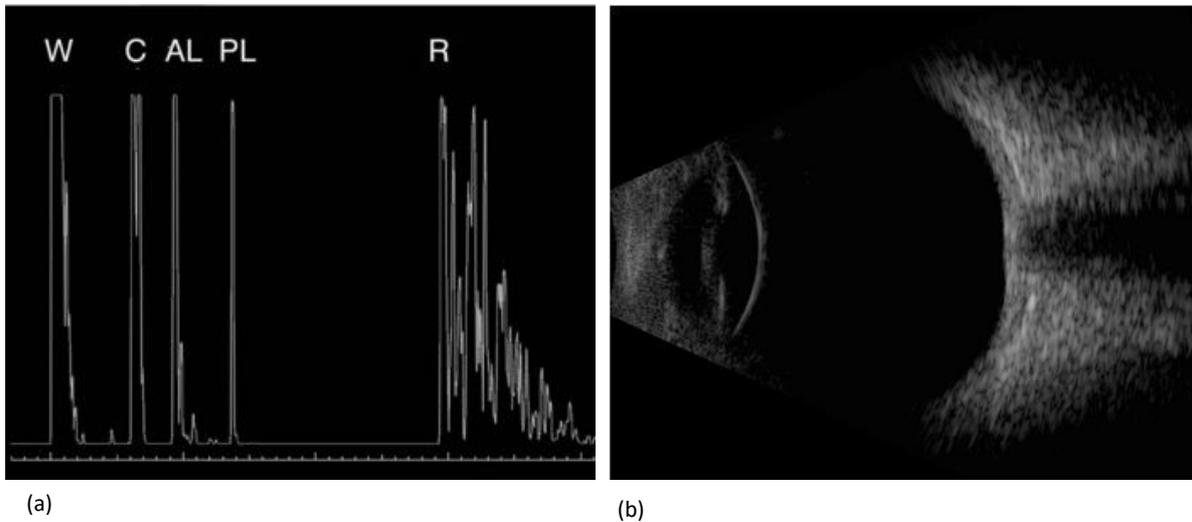


Figura 2.6. A-scan de um olho, onde os picos correspondem a água (W), córnea (C), lente anterior (AL) e posterior (PL) e retina (R) (a). Obtido de [14]. B-scan um olho (b). Obtido de [12].

2.4. Hidrofonos

Um hidrofone é um transdutor utilizado para detetar e converter sinais acústicos em sinais elétricos. O seu design especializado torna-o extraordinariamente sensível a ondas sonoras que se propagam na água, exibindo a capacidade de capturar um amplo espectro de frequências, desde infrassons a ultrassons [1,14].

O seu princípio de funcionamento é semelhante ao de um microfone, o qual produz uma tensão elétrica quando sobre ele incidem ondas mecânicas. Para a calibração de equipamentos de diagnóstico médico, o hidrofone de membrana destaca-se como a escolha preferencial devido à sua resposta plana ao longo de uma ampla gama de frequências. Possui um componente de deteção de pressão - uma área central constituída por uma membrana de polímero (fluoreto de polivinilideno - PVDF), esticada em torno de um anel circular de suporte, como representado na Figura 2.7 (a). O filme da membrana possui características piezoelétrica na sua pequena região central [14,15].

Embora os hidrofonos de membrana proporcionem uma reprodução fiel das formas de onda de pressão, a sua aquisição tem um custo significativo. Por outro lado, o hidrofone de agulha, ilustrado na Figura 2.7 (b), apresenta-se como uma alternativa economicamente viável. O elemento ativo de PVDF posiciona-se na ponta de um tubo oco, assemelhando à forma de uma agulha. Além disso, existem os hidrofonos de fibra ótica, onde o campo de pressão modula a quantidade de luz refletida na extremidade da fibra ótica. Estes hidrofonos são aplicados normalmente em campos ultrassônicos terapêuticos de alta intensidade, onde o risco de danos

aos hidrofones piezoelétricos é significativo [14,15].

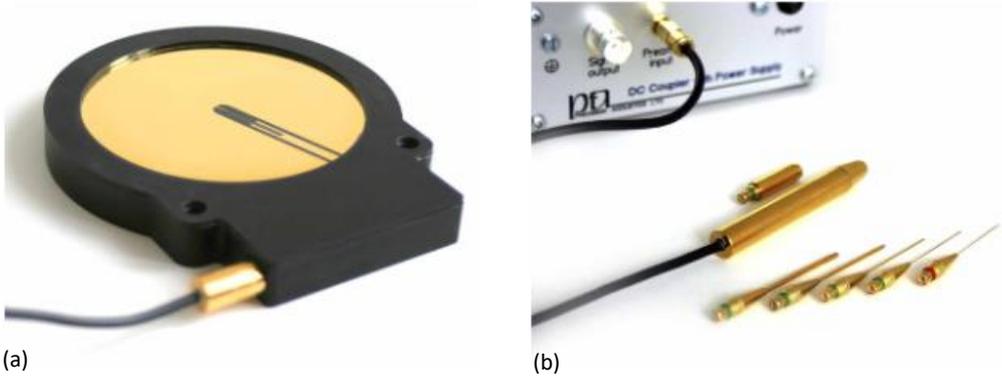


Figura 2.7. Hidrofone de membrana (a) e hidrofone agulha (b). Obtido de [14].

3. Estado de arte

3.1. Sistema A-scan para caracterização de catarata ocular

Um sistema A-scan pré-clínico para caracterização automática de catarata ocular foi desenvolvido pelo grupo de investigação [17,18], tendo sido desenvolvido posteriormente um protótipo clínico para uso experimental [19]. Os estudos pré-clínicos demonstraram que a catarata foi identificada mesmo nos seus estágios iniciais, e a severidade da catarata ocular foi classificada com êxito, obtendo precisão, sensibilidade e especificidade de cerca de 100%.

O dispositivo médico experimental é constituído por uma sonda monoelemento a funcionar no modo pulso-eco, com um raio de curvatura de 9 mm, um diâmetro da área ativa de 3,2 mm, uma distância focal de 8 mm e uma frequência nominal de 20 MHz. Esta sonda é acoplada a um sistema xSCAN (Tribosonics Ltd., Sheffield, Reino Unido) que gera sinais elétricos para excitação da sonda, e adquire os sinais elétricos gerados pela sonda quando funciona como recetor. Este sistema realiza a conversão analógica-digital (ADC) dos sinais recebidos a uma taxa de amostragem de 100 MHz e realiza o condicionamento dos sinais. O xSCAN é controlado por um computador que é responsável por receber e processar os sinais adquiridos, ilustrado na Figura 3.1. Para estabelecer a comunicação entre o xSCAN e o computador, foi desenvolvida uma *Application Programming Interface* (API) em C++, bem como uma interface gráfica de utilizador em ambiente MATLAB. Estas ferramentas permitem adquirir e visualizar os sinais A-scan em tempo real e salvá-los para um disco rígido [19].

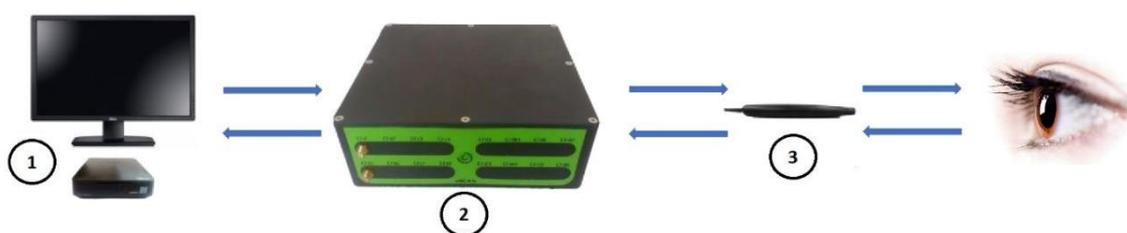


Figura 3.1. Componentes do sistema A-scan. 1) Computador, 2) xSCAN, 3) Sonda. Obtido de [20].

3.2. Calibração do dispositivo médico experimental

Para utilização do protótipo num ensaio clínico, o dispositivo médico experimental foi calibrado a fim de avaliar a sua segurança. As medidas foram realizadas utilizando-se o sistema de

medição do campo ultrassônico mostrado na Figura 3.2. A sonda foi acoplada verticalmente a um posicionador xyz (IP28; Micro-Controle, Evry, França). Um hidrofone de agulha de 0,5 mm de diâmetro (NH0500; Precision Acoustics Ltd, Dorchester, Inglaterra) foi utilizado para medir o campo acústico. A superfície ativa da sonda e o hidrofone foram colocados dentro de um recipiente de acrílico cheio com água destilada, sendo este posicionado sobre uma plataforma, com 2 ajustes angulares. O hidrofone foi posicionado verticalmente com a sua superfície ativa na direção da sonda, e foi conectado a um pré-amplificador (Precision Acoustics Ltd), a um acoplador DC (Precision Acoustics Ltd) e, também, a um osciloscópio (DPO 3054; Tektronix Inc, Beaverton, OR) para aquisição e visualização de sinais.

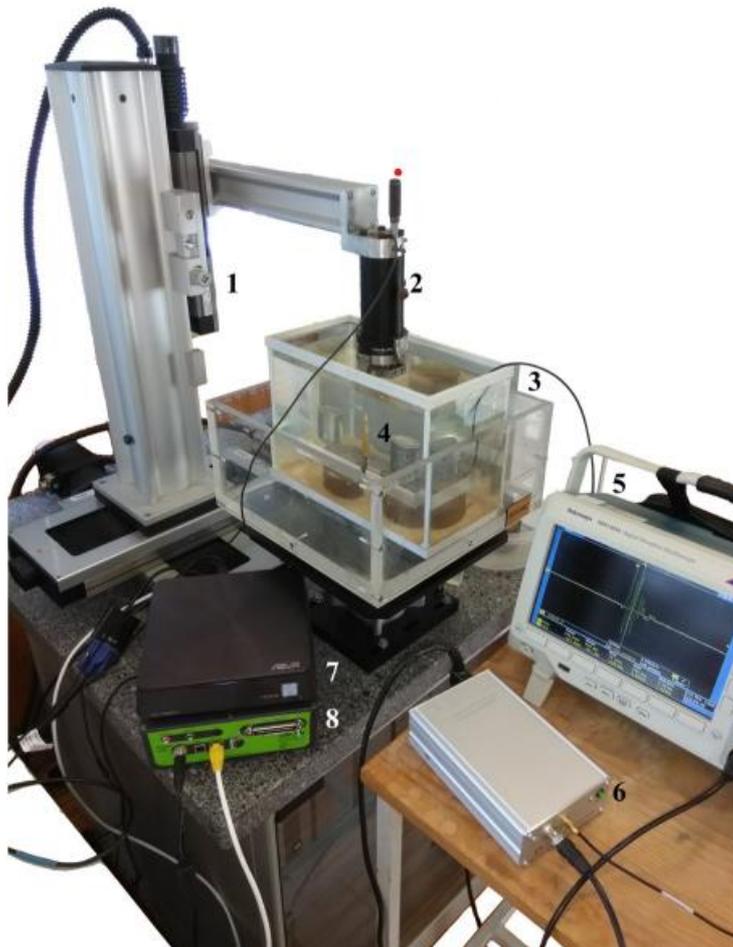


Figura 3.2. Sistema de medição do campo ultrassônico. 1) Posicionador xyz, 2) Suporte da sonda, 3) recipiente de acrílico, 4) Hidrofone, 5) Osciloscópio, 6) Acoplador DC, 7) Computador, 8) xSCAN. Adaptado de [19].

Todos os cálculos foram implementados em ambiente MATLAB [19]. A avaliação dos potenciais riscos na utilização do sistema médico experimental em humanos foi baseado em três

índices acústicos: MI, TIS e a intensidade média-temporal de pico-espacial atenuada, $I_{spta,\alpha}$, descritos em [19].

Os resultados da calibração e os valores máximos para estes índices acústicos para aplicações oftálmicas, indicados pela *Food and Drug Administration* (FDA) dos EUA, foram comparados, e os resultados são apresentados na Tabela 3.1. Foi possível verificar que os índices acústicos avaliados estão na faixa de segurança e, por isso, o dispositivo médico experimental é adequado para aplicação clínica [19].

Tabela 3.1. Índices acústicos máximos indicados pela FDA para aplicações oftalmológicas de diagnóstico por ultrassons e resultados da calibração obtidos com o dispositivo médico experimental para caracterização de catarata [19].

Parâmetro	Valor Máximo	Resultado Calibração
MI	0,23	$0,08 \pm 0,05$
$I_{spta,\alpha}$ (mW/cm ²)	17	$0,56 \pm 0,59$
TIS	1	$0,08 \pm 0,08$

Durante o processo de calibração foi verificado que a largura do feixe a -6 dB no foco era comparável em tamanho ao diâmetro da área ativa do hidrofone, podendo, por isso, a pressão acústica ser subestimada devido ao efeito da média espacial. Assim, foi necessária a aplicação de um fator de correção (K_{sa}), baseado nas diretivas da norma IEC 62127-1:2007 [4].

3.3. Efeito da média espacial

O sinal de saída de um hidrofone é proporcional ao valor médio da pressão incidente na superfície da sua área ativa. Como para a maioria das medidas realizadas em campos ultrassônicos de diagnóstico, o diâmetro do hidrofone é comparável com o diâmetro do feixe ultrassônico (i.e. o diâmetro da área no foco, na qual os valores de pressão são superiores a -6 dB em relação ao valor máximo) ou até mesmo superior, o hidrofone não medirá apenas a área de pressão máxima, mas também as áreas circundantes, como ilustra a Figura 3.3 (b), fazendo com que o sinal médio de saída subestime o valor real da pressão máxima, que seria medida através de um hidrofone com diâmetro inferior ao diâmetro do feixe ultrassônico (Figura 3.2 (a)).

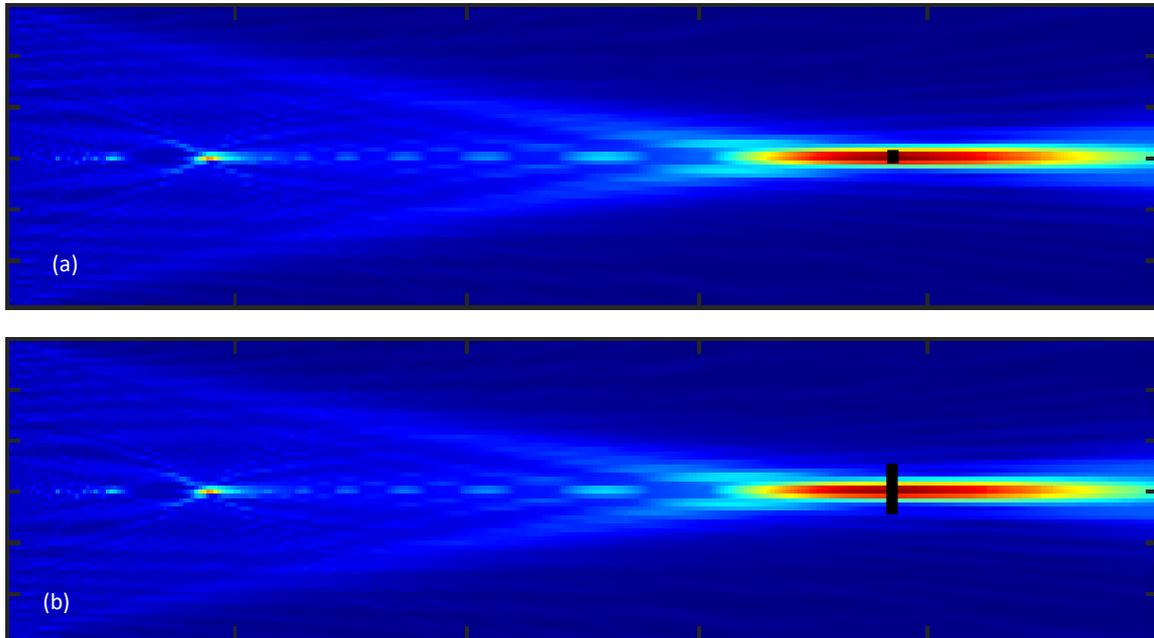


Figura 3.3. Representação de um campo ultrassônico com um hidrofone pontual (a) e com um hidrofone com diâmetro superior ao diâmetro do feixe ultrassônico (b).

A escolha do raio de um hidrofone para uma determinada aplicação deve ter em conta as considerações seguintes [4]:

- Este raio deve idealmente ser menor ou igual a um quarto do comprimento de onda, para que variações na fase e amplitude da onda não contribuam significativamente para incertezas de medida.
- Se tal não for possível, o raio máximo de um hidrofone (a_{max}) a usar deve ser:

$$a_{max} = \frac{\lambda}{8a} (F^2 + a^2)^{1/2} \quad (3.1)$$

onde a , é o raio do transdutor ultrassônico, e F a distância focal.

No entanto as limitações práticas para uma determinada aplicação podem levar a que seja utilizado um hidrofone com raio maior que o acima recomendado. Nestes casos, para determinar se é necessário aplicar um fator de correção para o efeito da média espacial, deve ser medido o sinal na posição do máximo (foco) e a uma distância equivalente a um raio do hidrofone. Se o decréscimo na amplitude máxima do sinal a um raio de distância for superior a 1 dB, o efeito da média espacial é significativo e devem ser aplicadas correções [4].

3.4. IEC 62127-1:2007

Devido à necessidade de corrigir o efeito da média espacial, alguns métodos são sugeridos na literatura [21,22].

Em Preston et al [21], é apresentado um modelo teórico baseado nas seguintes premissas sobre o perfil do feixe ultrassónico:

1. A saída do hidrofone é proporcional à pressão acústica média de todos os elementos pontuais da superfície do hidrofone, que é considerado como uma área circular com raio igual ao raio geométrico.
2. A distribuição do campo ultrassónico, pode ser modelado por uma função quadrática:

$$P(r) = 1 - br^2 \quad (3.2)$$

onde, b , é uma constante que depende das características da sonda e r , a distância ao eixo no plano focal.

3. A correção para uma onda distorcida por propagação não linear, não é igual àquela considerada para propagação linear.

Assim, o fator de correção para o efeito da média espacial (K_{sa}) é dado por:

$$K_{sa} = (3 - \beta)/2 \quad (3.3)$$

onde,

$$\beta = \frac{\text{sinhal a um raio de hidrofone do eixo do feixe}}{\text{sinhal no eixo do feixe}} \quad (3.4)$$

Para casos de ondas em forma de dente de serra (distorcidos por propagação não linear), a correção é dada por:

$$K_{sa} = (3 - 2\beta') \quad (3.5)$$

onde,

$$\beta' = \frac{\text{sinal a meio raio de hidrofone do eixo do feixe}}{\text{sinal no eixo do feixe}} \quad (3.6)$$

Como referido, o método apresentado por Preston et al [21] é teórico, não tendo qualquer validade experimental. Assim, Smith [22] usou este e outros métodos teóricos para a correção do efeito da média espacial experimentalmente. Surpreendentemente, os resultados obtidos mostraram uma considerável discordância com as previsões dos modelos teóricos, onde o erro da utilização de hidrofones com diâmetros muito grandes poderia levar a erros e subestimações três vezes maiores aos previstos pelos métodos teóricos. Foi concluído que o fator que mais influencia para esta subestimação é a presença residual de distorção não linear (σ_m) [4,20,22,23].

Para determinar a influência e significância da distorção do pulso acústico na caracterização do campo ultrassónico, o parâmetro de distorção não linear é dado por [4,24]:

$$\sigma_m = \frac{\omega \cdot \beta_m \cdot z}{\rho \cdot c^3} p_m \frac{\ln((F_g - 1)^{1/2} + F_g^{1/2})}{(F_g - 1)^{1/2}} \quad (3.7)$$

onde, β_m , é o parâmetro de não linearidade (3,5 para água pura a 20°C), ω a frequência angular, z a distância entre a superfície da sonda e o plano da frente de onda, p_m o pico médio da pressão acústica (média entre p_c e p_r), e F_g é 0,69 vezes a relação entre a área geométrica da sonda e a área do feixe a -6 dB.

Por sua vez, a largura do feixe a -6 dB no foco é dada pela equação [25]:

$$BW(-6 \text{ dB}) = \frac{cF}{fD} \quad (3.8)$$

onde, D é o diâmetro do transdutor, f e c foram definidos na secção 2.1.

As seguintes regras podem ser definidas para o parâmetro de distorção não linear [4]:

1. $\sigma_m < 0,5$: ocorrência de pouca distorção não linear;
2. $0,5 < \sigma_m < 1,5$: ocorrência considerável de distorção não linear, no entanto pouca atenuação ocorre nos picos de pressão;
3. $\sigma_m > 1,5$: ocorrência considerável de distorção não linear e de atenuação nos picos de pressão.

Mesmo com os resultados experimentais apresentados por Smith [22], a correção para

o efeito da média espacial sugerida na norma IEC 62127-1:2007, é baseada no método teórico desenvolvido por Preston et al [21]. Esta norma, estabelece requisitos para medição e caracterização de campos ultrassônicos gerados por sistemas médicos, para frequências de até 40 MHz [4].

O processo de correção da norma para o efeito da média espacial providencia estimativas razoáveis para todos os parâmetros acústicos, para $\sigma_m < 0,5$ e com incertezas entre os 10 % e 15 %. Para formas de onda mais distorcidas é possível admitir as seguintes regras para a correção em termos dos parâmetros σ_m e R_{bh} [4] definido por:

$$R_{bh} = \frac{BW(-6 \text{ dB})}{\text{diâmetro do hidrofone}} \quad (3.9)$$

- Sendo $R_{bh} > 2$:

Para $0,5 < \sigma_m < 1,5$ a correção máxima para p_c e p_r é aproximadamente 13 % e para $ppsi$ menor que 25 % (i.e., adicionar uma percentagem aos valores de pressão calculados a partir dos sinais medidos pelo hidrofone).

Para $\sigma_m > 1,5$; as correções para p_c e p_r não deverão exceder os 20 %.

- Sendo $1,5 \leq R_{bh} \leq 2$:

Para $\sigma_m < 1,5$; a correção para p_c e p_r é inferior a 20% e a correção para $ppsi$ não excederá os 40%.

Para $\sigma_m > 1,5$; as correções para p_c , p_r e $ppsi$ podem ser superiores a 30%, 20% e 50%, respetivamente.

- Sendo $R_{bh} < 1,5$:

Nestas circunstâncias, para todos os valores de σ_m , as correções para p_r podem chegar aos 50 %. Por outro lado, as correções para p_c podem ser na ordem dos 100 % para $0,5 < \sigma_m < 1,5$; podendo chegar aos 200 % para $\sigma_m > 2$. Já as correções para $ppsi$ podem alcançar os 300 %. Portanto, em situações onde $R_{bh} < 1,5$; é aconselhado a utilização de um hidrofone com diâmetro menor [4].

3.5. Parâmetros avaliados

Seguindo as recomendações da norma IEC 62127-1:2007 [4], no presente trabalho serão avaliados 3 parâmetros de pressão, que são usados no cálculo dos índices de segurança de exposição acústica, como MI e TIS [4].

- p_r ou $p -$

Pressão acústica de pico de rarefação. Representa o pico de pressão acústica de rarefação, correspondendo ao máximo do módulo da pressão acústica instantânea negativa num campo acústico ou plano especificado durante um período de repetição acústico. A pressão acústica de pico negativo é expressa como um número positivo.

- p_c ou $p +$

Pressão acústica de pico de compressão. Representa o pico de pressão acústica de compressão, correspondendo à pressão acústica instantânea positiva máxima num campo acústico ou plano especificado durante um período de repetição acústico.

- $ppsi$ ou pi

Integral do quadrado da pressão do pulso. Refere-se ao integral no tempo do quadrado da pressão acústica instantânea num ponto específico de um campo acústico durante um período de repetição acústico.

4. Materiais e Métodos

4.1. K-Wave Toolbox

A *toolbox* k-Wave do MATLAB [26] é uma ferramenta que permite realizar simulações de propagação de ondas acústicas em 1D, 2D ou 3D. As funções de simulação do k-Wave resolvem um sistema de equações diferenciais parciais acopladas de primeira ordem que representam as alterações que ocorrem num meio compressível quando uma onda acústica se propaga através dele, usando um método numérico designado *pseudospectral k-space*.

Nesta abordagem, quando as ondas atingem o limite do domínio (i.e., o limite da matriz definida como meio de propagação), elas são absorvidas, não sendo refletidas de volta para o meio. Isto acontece devido a uma fina camada absorvente que rodeia o domínio computacional, chamada *perfectly matched layer* (PML).

No k-Wave existem três funções de simulação para sistemas representados em uma, duas ou três dimensões, que são, respetivamente, *kspaceFirstOrder1D*, *kspaceFirstOrder2D* e *kspaceFirstOrder3D*. Para se poder utilizar estas funções é necessário, em primeiro lugar, definir quatro estruturas essenciais: *kgrid*, *medium*, *source* e *sensor*. Assim que sejam definidas, a simulação num sistema 3D executa-se com o comando:

$$sensor_data = kspaceFirstOrder3D(kgrid, medium, source, sensor)$$

A primeira estrutura, *kgrid*, define as propriedades da grelha computacional (meio de propagação) e é criada usando a função *kWaveGrid*, sendo a suas variáveis de entrada indicadas na Tabela 4.1. Em 3D é representado da seguinte forma:

$$kgrid = kWaveGrid(Nx, dx, Ny, dy, Nz, dz)$$

A simulação é otimizada em termos de velocidade, quando se utiliza uma grelha cujo número de elementos corresponde a uma potência de dois ou tiver um pequeno fator primo.

O segundo argumento da função de simulação é *medium*, que contém as propriedades acústicas do meio de propagação em cada ponto da grelha. No contexto deste projeto que simula a calibração de equipamentos ultrassónicos, o meio de acoplamento entre a sonda e o hidrofone é água, sendo definidas suas propriedades neste ponto.

A terceira entrada da função de simulação é *source*. A fonte define os pontos da grelha

computacional que funcionam como emissores das ondas ultrassônicas (ou seja, o perfil da fonte). Para definir a fonte, é necessária ser definida uma máscara (*source.p_mask*) que é uma matriz binária com o mesmo tamanho da grelha computacional, que especifica os pontos que formam a fonte. Na simulação, um sinal de entrada de pressão variável no tempo (*source.p*) é aplicado a cada um dos pontos da máscara. Neste trabalho, todos os sinais de excitação foram definidos como *burst*. A função *toneBurst* (cujas variáveis de entrada são indicadas na Tabela 4.1), foi utilizada para a geração deste sinal, como segue:

$$source.p = strength.* toneBurst(f_s, f, cycles)$$

Por último, o argumento *sensor* define a posição dos pontos do sensor que devem registrar, em cada instante durante a simulação, a pressão acústica. À semelhança da fonte, é também necessário ser definido uma máscara (*sensor.mask*) que consiste em uma matriz binária que especifica os pontos onde a pressão é registrada.

A função *makeTime* permite o cálculo do parâmetro *kgrid.t_array* que determina os valores de tempo durante os quais a simulação é executada, bem como o passo de tempo apropriado (*kgrid.dt*), sendo definida por:

$$kgrid.t_array = makeTime(kgrid, medium, sound_speed, [], t_end)$$

sendo os parâmetros de entrada definidos na Tabela 4.1.

Simulações usando grandes tamanhos de grelha podem levar a tempos de execução computacional que podem, facilmente, chegar a dezenas de horas. Para reduzir os tempos de execução, a *toolbox* k-Wave integra duas versões otimizadas. Uma versão para execução por uma Unidade Central de Processamento (CPU), e a outra para execução por uma Unidade de Processamento Gráfico (GPU), *kspaceFirstOrder3D-OMP* e *kspaceFirstOrder3D-CUDA*, respectivamente. No presente trabalho, as simulações foram realizadas com um código GPU otimizado que permite reduzir consideravelmente o tempo de execução, usando uma placa GeForce GTX 1080 Ti, com um tamanho de memória de 11 GB.

4.1.1. Definição da fonte e sensor

Neste trabalho a fonte emissora, *source*, pretende representar um transdutor ultrassônico focalizado em 3D e o recetor, *sensor*, um hidrofone. Assim, uma forma de representar estes dois elementos no contexto da *toolbox* k-Wave é recorrendo à função *makeBowl*, cujas variáveis de

entrada são definidas na Tabela 4.1. Esta função cria um mapa binário (sendo 1's os valores da matriz que correspondem ao emissor ou recetor) com a estrutura representada na Figura 4.1, e é definida da seguinte forma:

$$bowl = makeBowl(grid_size, bowl_pos, radius, diameter, focus_pos)$$

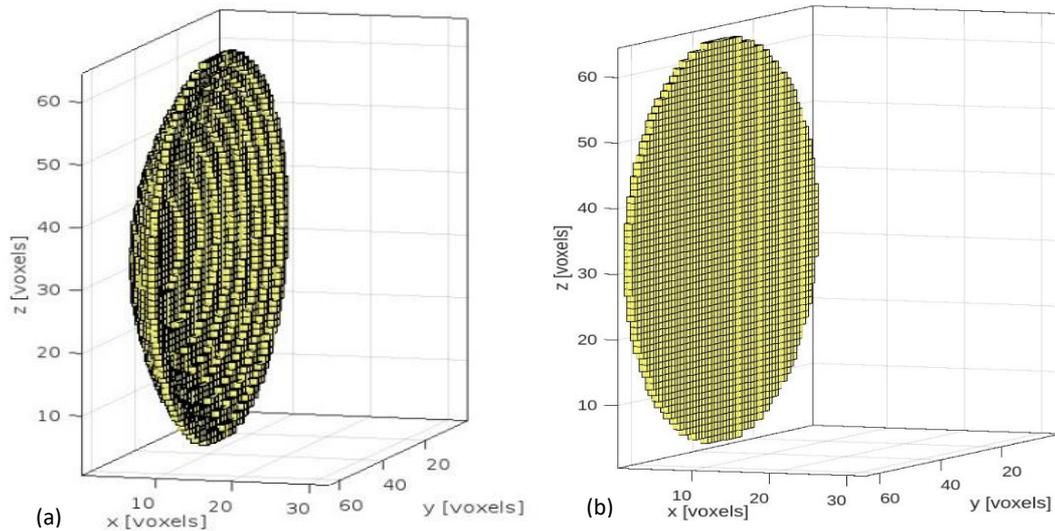


Figura 4.1. Representação das superfícies criadas pela função *makeBowl* definida com um diâmetro finito (a) e com diâmetro infinito (b).

Esta forma de definir as estruturas no k-Wave tem associadas algumas limitações:

1. A geometria apresenta um perfil escalonado devido à resolução limitada dos *voxels*.
2. Os sinais de transmissão (para fontes) e de receção (para sensores) são definidos para cada ponto da grelha, independentemente do tamanho físico da própria fonte ou sensor.

Para superar estas fragilidades, recentemente foi acrescentada uma nova função na *toolbox* k-Wave, denominada *kWaveArray*. Com esta função, os elementos que constituem a superfície das sondas são definidos usando parâmetros geométricos da sonda em coordenadas cartesianas, em vez de pontos da grelha, e a sua representação na grelha é calculada automaticamente [27].

Esta classe aplica pesos a cada ponto da grelha que constitui o elemento representado, permitindo assim, melhores contornos das fontes e sensores e, por isso, que estes estejam definidos da forma mais realística possível, como ilustrado na Figura 4.2.

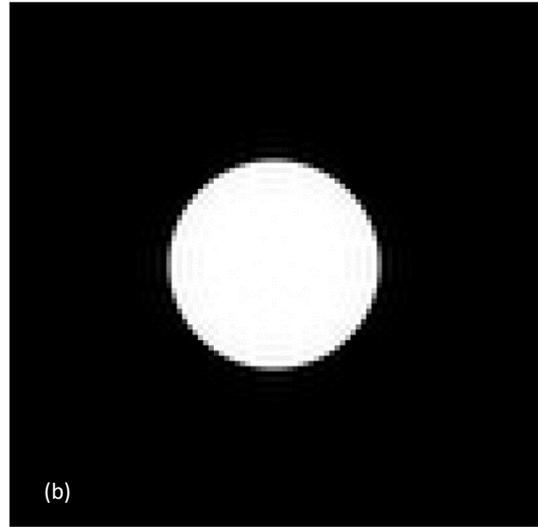
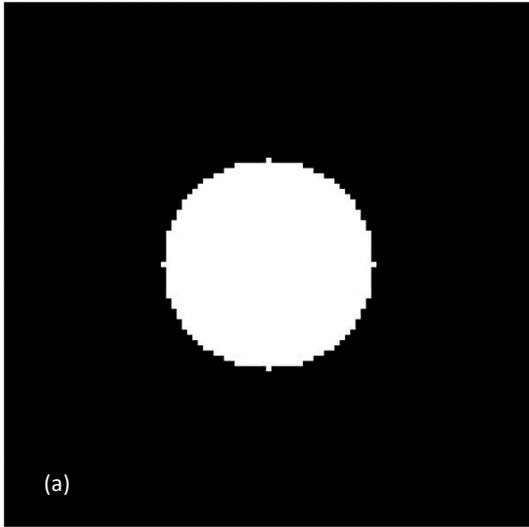


Figura 4.2. Representação de um disco em 2D utilizando a função *makeBowl* (a) e utilizando a função *kWaveArray* (b).

Tabela 4.1. Parâmetros, descrições e respectivos valores dos parâmetros utilizados nas funções do k-Wave. Os valores dos respectivos parâmetros definidos com – variam com a simulação realizada [4][28].

Nome	Descrição	Valor (unidade)
<i>bowl_pos</i>	Centro da sua superfície traseira da <i>bowl</i>	-
<i>burst_strength</i>	Pressão de excitação	100 (MPa)
<i>cycles</i>	Número de ciclos sinusoidais	5
<i>dx, dy, dz</i>	Espaçamento entre pontos da grelha na direção x, y e z, respectivamente	-
<i>diameter</i>	Diâmetro da abertura da <i>bowl</i>	-
<i>f</i>	Frequência central	-
<i>f_s</i>	Frequência de amostragem	-
<i>focus_pos</i>	Orientação da <i>bowl</i>	-
<i>grid_size</i>	Tamanho da grelha	-
<i>medium.alpha_coeff</i>	Coefficiente de atenuação	0,0022(dB/(MHz ² cm))
<i>medium.alpha_power</i>	Dependência com a frequência	2
<i>medium.density</i>	Densidade de massa no meio	997,3 (Kg/m ³)
<i>medium.sound_speed</i>	Velocidade do som no meio	1494 (m/s)
<i>Nx, Ny, Nz</i>	Número de pontos da grelha na direção x, y e z, respectivamente	-
<i>radius</i>	Raio de curvatura da <i>bowl</i>	-

Assim, de forma geral, as simulações realizadas na *toolbox* k-Wave, têm como base o esquema da Figura 4.3, sendo que o perfil da fonte, o tamanho do sensor (d), e a distância entre eles (F) varia para cada configuração específica.

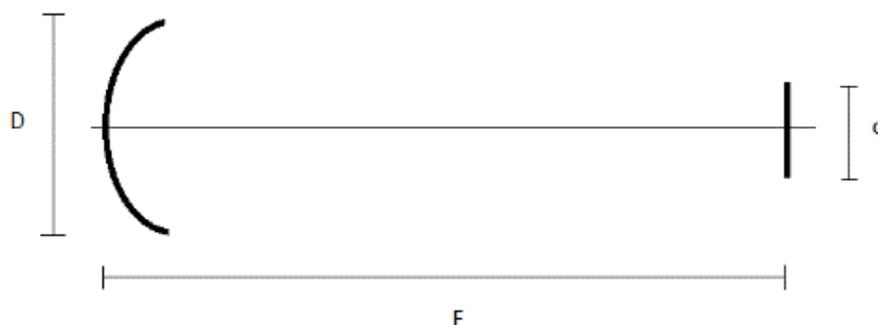


Figura 4.3. Configuração em 2D das simulações realizadas com recurso ao k-Wave. À esquerda é representada a sonda, com diâmetro D , e à direita o hidrofone, com diâmetro d . F é a distância focal da sonda, que corresponde à distância entre ambos.

4.2. Testes iniciais

Em Smith [22], as medições do campo acústico para diversas configurações de transdutores foram analisadas experimentalmente, cobrindo uma ampla gama de equipamentos médicos ultrassônicos. As características mais relevantes dos transdutores são apresentadas na Tabela 4.2, e foram utilizadas como referência nas simulações implementadas neste trabalho (sondas A, B e C).

Tabela 4.2. Configurações dos transdutores que foram implementados durante as simulações [19][22].

Sonda	Frequência (MHz)	Raio do transdutor (mm)	Distância focal (mm)
A	10	3,1	20
B	5	6,5	55
C	3,5	6,5	55
D	20	1,6	9

Adicionalmente, foi incluída a configuração referente à sonda D, a qual representa o transdutor utilizado no protótipo descrito em 3.1 [19].

Por outro lado, foram simulados hidrofones com 1, 0,5, 0,2 e 0,1 milímetros de diâmetro,

hidrofones pontuais (um único *voxel*) usado como referência, assim como hidrofones de diâmetro igual à largura do feixe a -6 dB , dado pela equação 3.8.

4.2.1. Comparação do modo grelha com a função *kWaveArray*

Inicialmente, fez-se um estudo para avaliar as diferenças entre o método convencional o qual define a sonda como uma grelha, e o novo método utilizando a função *kWaveArray*. Para se poder concluir qual o melhor método, o ganho em pressão no foco, G , para cada um dos métodos foi comparado com o valor teórico esperado, que pode ser dado pela seguinte expressão [29]:

$$G = \frac{k \cdot a^2}{2F} \quad (4.1)$$

onde k é o número de onda, a e F foram definidos na secção 3.3. Esta equação assume condições ideais de focagem e negligencia as perdas devido a atenuação.

4.2.2. Análise de resolução da grelha computacional

Numa segunda fase estudou-se como a resolução da grelha computacional afeta o sinal de pressão medido no sensor. A resolução, que é o tamanho do *voxel*, por sua vez define o número de pontos por comprimento de onda (*ppw*). Assim, a definição da resolução da grelha, dx , é dada por:

$$dx = \frac{c}{ppw * f} \quad (4.2)$$

onde f e c foram definidos na secção 2.1. Para simulações em meios homogêneos, o *ppw* deve ter um valor mínimo de 3.

4.3. Visualização do efeito da média espacial

O efeito da média espacial pode ser visualizado através de um varrimento lateral da pressão acústica, medida com hidrofones de diâmetros diferentes. Este processo consiste em se

movimentar um hidrofone de um determinado diâmetro, posicionado no plano do foco do campo ultrassónico, perpendicularmente ao sentido de propagação do feixe. Os diâmetros de hidrofones simulados nesta fase foram apresentados na secção 4.2.

4.4. Aplicação da correção dada pela norma IEC 62127-1:2007

Para avaliar a adequação do fator de correção padrão dado pela norma IEC 62127-1:2007 [4], foi avaliado em primeiro lugar o parâmetro σ_m (eq. 3.7). A seguir, foi aplicado o fator de correção às medições obtidas das sondas A, B, C e D, apresentadas na Tabela 4.2. Para tal, foram calculados os parâmetros p_c , p_r e $ppsi$ no foco do campo ultrassónico e a uma distância igual a um raio do hidrofone. A partir dos resultados obtidos foi aplicada a eq. 3.3.

A partir desta secção os hidrofones simulados não são mais os apresentados na secção 4.2. Para poder ser feita uma avaliação para uma gama de hidrofones superior foi optado por se representar hidrofones com diâmetros iguais ao dobro de a_{max} (eq. 3.1) até diâmetros iguais ao triplo do parâmetro R_{bh} , sendo incrementado uma diferença igual a dx .

Para além disso foi representada a correção para o efeito da média espacial em função do parâmetro R_{bh} .

4.5. Nova abordagem

A correção para o efeito da média espacial proposta pela norma IEC 62127-1:2007 apresenta algumas limitações, como descrito na secção 3.4. Por um lado, a correção proposta é baseada em métodos teóricos, tendo pouca validação experimental. Por outro lado, em certas situações pode ser necessário a utilização de hidrofones com diâmetros relativamente superiores ao diâmetro de feixe a -6 dB, onde a correção para o efeito da média espacial dada pela norma IEC 62127-1:2007 não é aplicável. Assim, é apresentada uma nova abordagem para a correção do efeito da média espacial aplicável a uma gama maior de hidrofones.

Como sugerido em Smith [22], o fator de correção a ser aplicado pode estar relacionado com o parâmetro R_{bh} . Assim, o primeiro passo foi então verificar se existe uma relação entre os valores lidos de p_c , p_r e $ppsi$ com este parâmetro.

Para verificar a existência ou não desta relação, foram seguidos os seguintes passos:

- Representação dos valores de p_c , p_r e $ppsi$ para cada sonda em função do diâmetro do hidrofone utilizado como sensor;
- Representação dos valores de p_c , p_r e $ppsi$ em função do parâmetro R_{bh} ;
- Para tornar os dados independentes das amplitudes do pulso de pressão aplicados na entrada das sondas, normalizaram-se os valores lidos de p_c , p_r e $ppsi$ para os diferentes hidrofones, pelos valores máximos lidos por um hidrofone pontual posicionado no foco.

O novo fator de correção (K) multiplicado pelo valor de pressão medido experimentalmente (P_i) deverá ser igual ao valor real (P , medido por um hidrofone pontual), isto é:

$$K = \frac{P}{P_i} \quad (4.3)$$

onde, P_i e P são medidos no centro do foco. Para os valores de p_c , p_r e $ppsi$ normalizados (P_i'), ($P = 1$ e $P_i' = \frac{P_i}{P}$):

$$K = \frac{1}{P_i'} \quad (4.4)$$

O próximo passo é obter uma expressão para K através da curva que melhor se ajuste aos valores deste parâmetro obtidos através das simulações. Para isso testaram-se dois métodos, utilizando a função *fit* e a *Curve Fitting toolbox* do MATLAB, que mediante uma regressão ajusta os dados inseridos a uma curva, seguindo um determinado modelo. A fim de obter uma expressão apropriada para o parâmetro K , testaram-se os seguintes modelos: exponencial (eq. 4.5), potência (eq. 4.6) e razão entre polinómios (eq. 4.7).

$$K_{exp} = a_1 + a_2 \times e^{-a_3 \times R_{bh}} \quad (4.5)$$

$$K_{pow} = b_1 + b_2 \times R_{bh}^{b_3} \quad (4.6)$$

$$K_{rp} = \frac{p_1 \times R_{bh}^2 + p_2 \times R_{bh} + p_3}{R_{bh}^2 + q_1 \times R_{bh} + q_2} \quad (4.7)$$

Onde, $a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, b_3, p_1, p_2, p_3, q_1$ e q_2 são constantes.

No estudo da nova abordagem para a correção do efeito da média espacial, as medições obtidas das sondas A, B e C foram utilizadas para o cálculo do fator de correção, que posteriormente foi testado nas medições obtidas com a sonda D.

4.6. Comparação entre sinais simulados e reais

O próximo passo é avaliar os resultados da simulação comparando-os com sinais reais adquiridos no próprio laboratório.

Para a aquisição dos referidos sinais elétricos foram realizadas medições utilizando a sonda oftalmológica A-scan de 20 MHz (sonda D da Tabela 4.2), que foi acoplada ao sistema de medição descrito em 3.2 e utilizando um hidrofone de agulha de 0,5 mm de diâmetro (NH0500; Precision Acoustics Ltd, Dorchester, Inglaterra), como ilustrado na Figura 4.4.

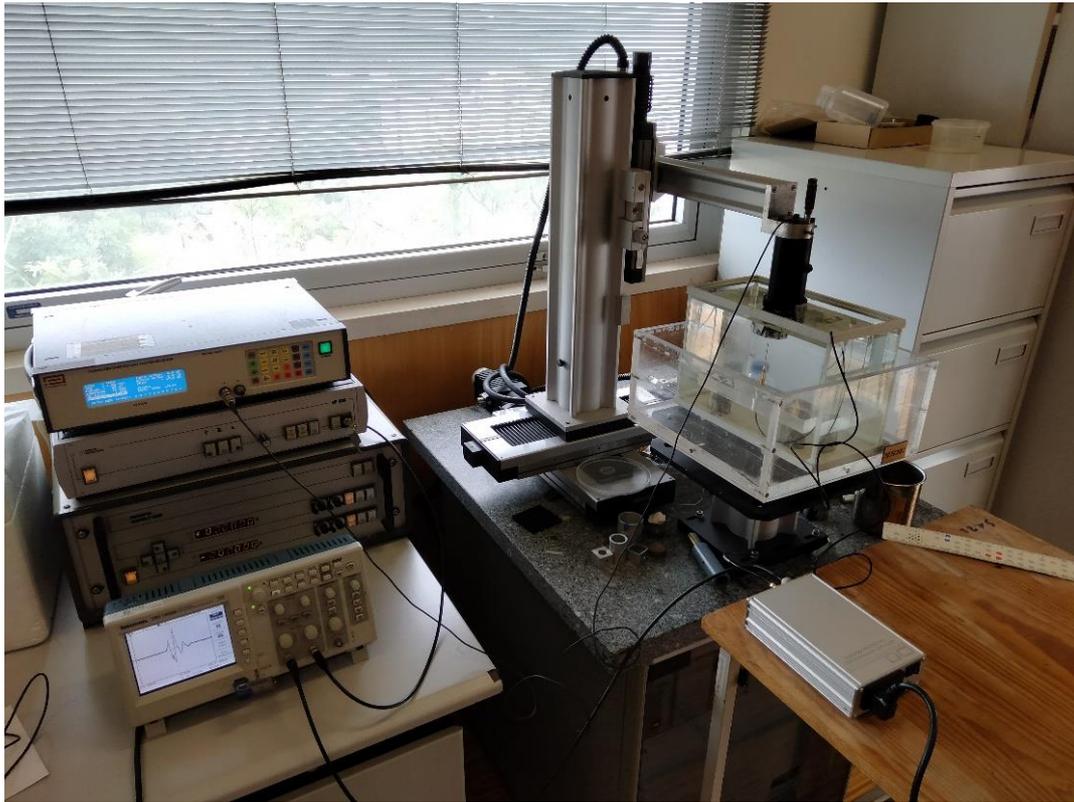


Figura 4.4. Sistema de calibração na medição do campo acústico emitido por uma sonda oftalmológica A-scan de 20 MHz.

Para comparar os sinais reais e simulados foi feito um varrimento lateral ao longo de um eixo perpendicular ao sentido de propagação do feixe ultrassónico, na altura do foco.

5. Resultados

5.1. Testes iniciais

Os resultados obtidos nos testes iniciais são apresentados na Figura 5.1, Figura 5.2, Tabela 5.1 e Tabela 5.2. É possível verificar pela Figura 5.1, que o método utilizado na definição da fonte tem maior influência nos valores medidos que o método utilizado na definição do sensor.

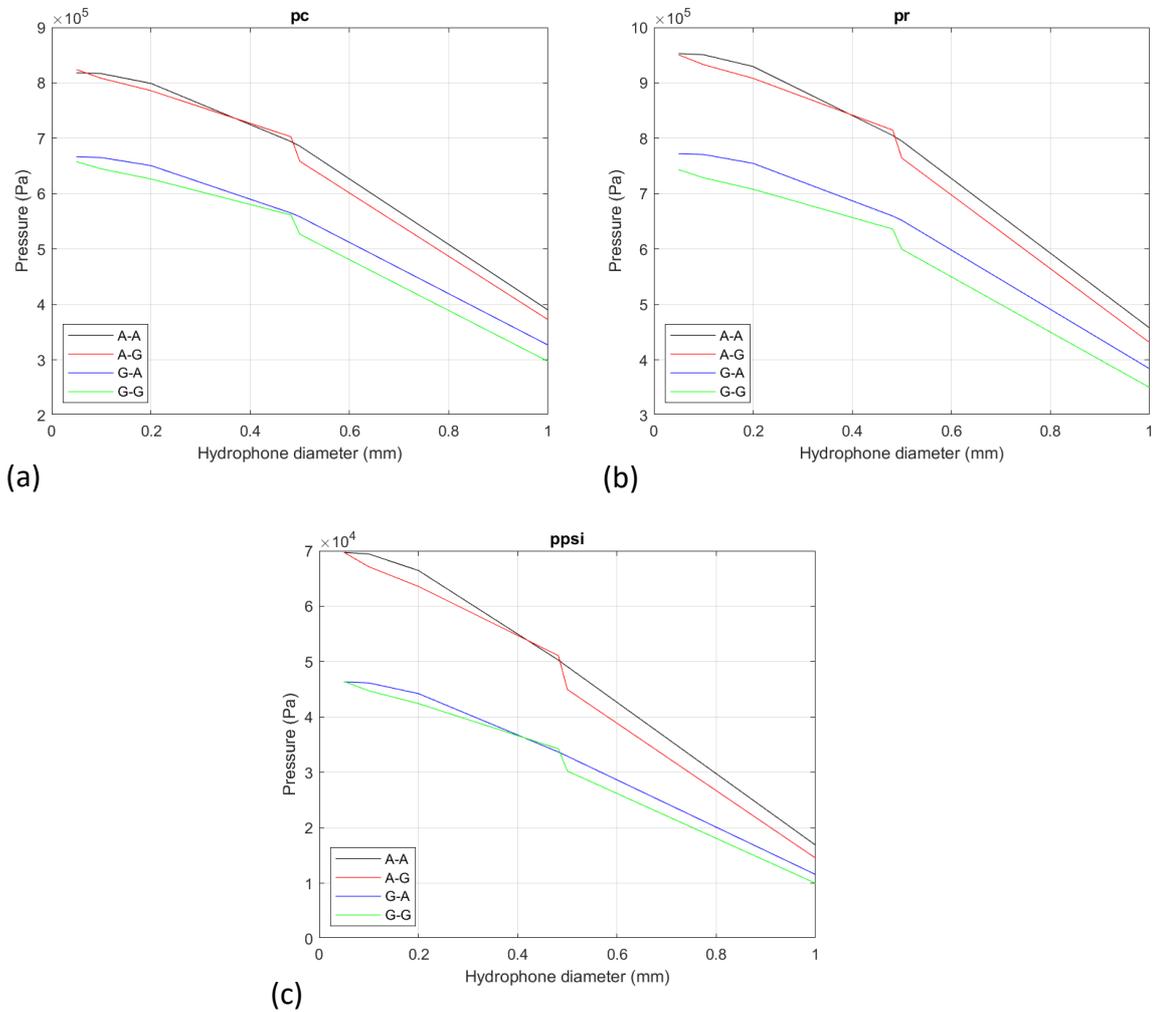


Figura 5.1. Comparação dos resultados obtidos utilizando a grelha computacional e a função *kWaveArray*. As curvas correspondem aos valores de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), obtidos através das simulações da sonda A, em função dos diâmetros dos hidrofones. A letra A representa a utilização da função *kWaveArray*, e G a utilização do método grelha, indicado para os pares Fonte-Sensor.

Simulações com ausência de atenuação, mostraram que a utilização do *kWaveArray* apresenta valores de ganho no foco extremamente próximos ao dado pela equação 4.1, com

diferenças inferiores a 6%. Por outro lado, utilizando o método de grelha esta diferença pode atingir valores de 27%, como apresentado na Tabela 5.1.

Tabela 5.1. Valores de ganho teórico, com a utilização do *kWaveArray* e com o método de grelha para os diferentes modelos de sondas considerados.

Sonda	Ganho teórico	Ganho com <i>kWaveArray</i>	Ganho com método grelha
A	10,1	9,5	7,4
B	8,1	7,7	6
C	5,7	5,5	4,1

Assim, foi verificado que a definição da fonte e do sensor usando a função *kWaveArray* é a que apresenta valores mais próximo do ideal, e foi a ferramenta utilizada ao longo do trabalho.

Os resultados obtidos, utilizando diferentes resoluções, são apresentados na Figura 5.2. Aqui, é possível verificar que mudanças na resolução, dentro dos valores escolhidos, apresentam uma ligeira diferença, sem alterar significativamente os resultados das simulações. Na Tabela 5.2 são apresentados os tempos de simulação necessários para as diferentes resoluções aplicadas. Neste trabalho, optou-se pela utilização da menor resolução possível, isto é, pelo maior *ppw*, a fim de obter resultados mais precisos.

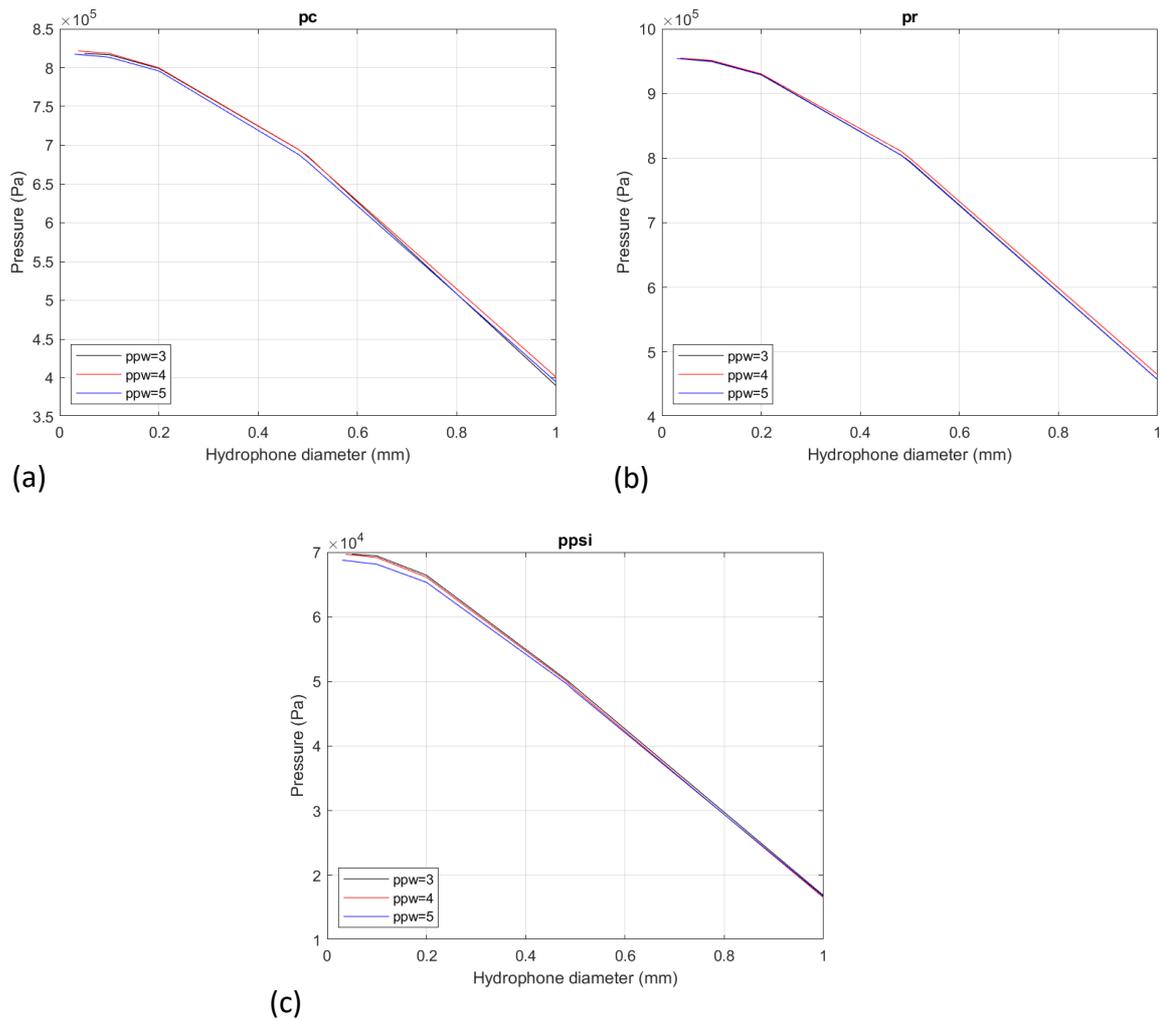


Figura 5.2. Comparação dos resultados obtidos utilizando diferentes resoluções da grelha computacional. As curvas correspondem aos valores de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), obtidos através das simulações da sonda A, em função dos diâmetros dos hidrofones. Valores maiores de ppw correspondem a tamanhos menores de *voxels*.

Tabela 5.2. Tempo computacional das simulações 3D usando diferentes ppw .

ppw	Tamanho $voxel$ (μm)	Número de $voxels$	Tempo aproximado de execução GPU (min)	Memória aproximada usada GPU (GB)
3	0,498	12410605	3	3
4	0,374	25247618	10	5
5	0,299	44500000	20	7
6	0,249	72133344	60	12 (Não suportado pela GPU)

5.2. Visualização do efeito da média espacial

Numa segunda fase, para a visualização do efeito da média espacial, seguiu-se o método apresentado na secção 4.3. Na Figura 5.3, apresentam-se os valores de pressão obtidos, ao realizar uma varredura lateral na região do foco, para diferentes tamanhos de hidrofones (para a sonda A). Aqui é possível observar uma redução nos valores máximos de p_c , p_r e $ppsi$, ao utilizar hidrofones maiores.

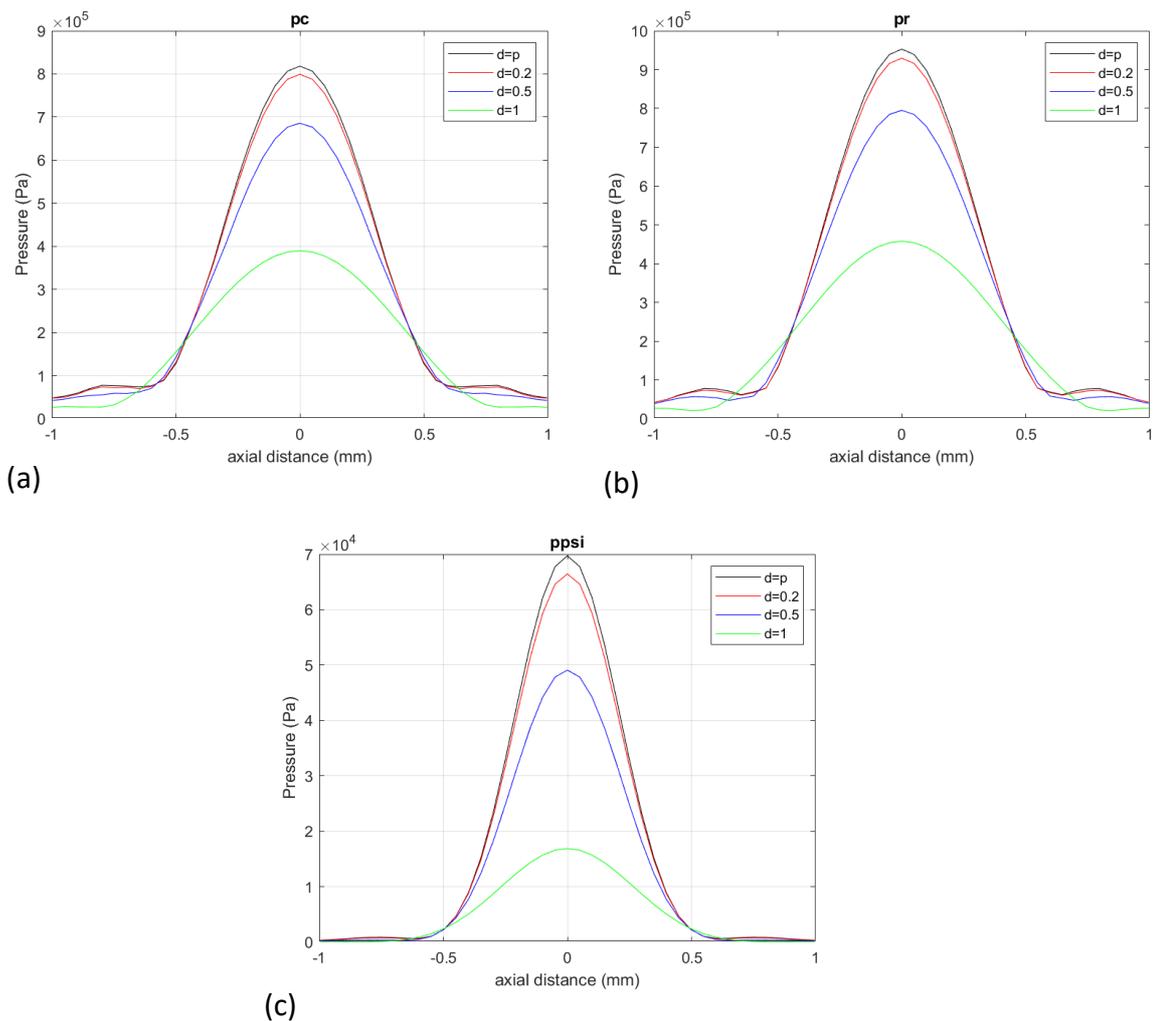


Figura 5.3. Valores de pressão obtidos para diferentes diâmetros (d) de hidrofones, em função da distância axial na região do foco. São apresentados os valores de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), para hidrofones com diâmetro pontual ($d=p$) e diâmetros de 0,2 mm, 0,5 mm e 1 mm.

5.3. Correção dada pela IEC 62127-1:2007

Para avaliar a precisão do fator de correção dado pela norma IEC 62127-1:2007 (apresentado na secção 4.4), foi calculado o parâmetro σ_m (eq. 3.7), cujos resultados são apresentados na Tabela 5.3, para os diferentes modelos de sondas considerados.

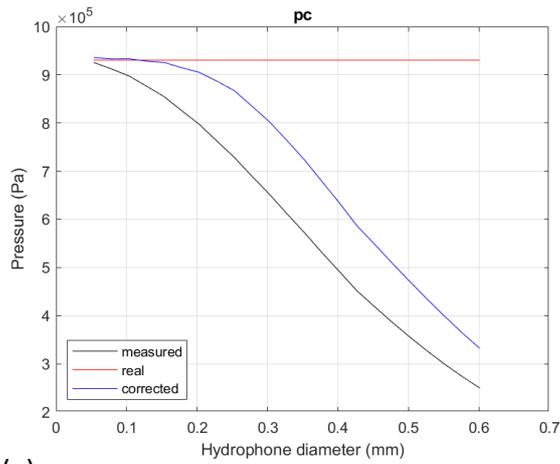
Tabela 5.3. Valores da distorção não linear para os diferentes modelos de sondas considerados.

Sonda	σ_m
A	0,34
B	0,44
C	0,27
D	0,31

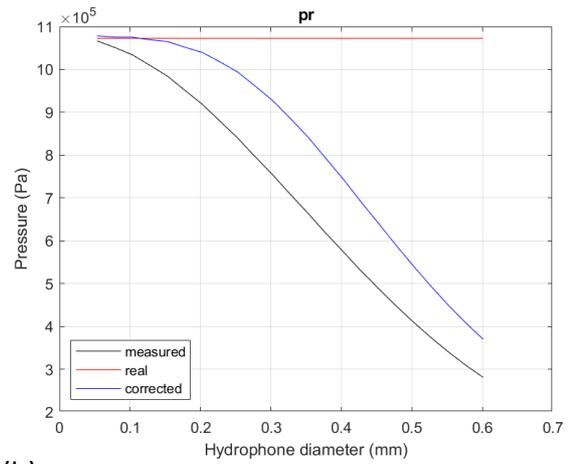
Sendo todos os valores inferiores a 0,5, podemos concluir que existe pouca distorção não linear, pelo qual este efeito é considerado desprezável.

Pela Figura 5.4 é possível verificar que esta correção apresenta bons resultados numa gama de diâmetros de hidrofones muito pequena e próxima do diâmetro de hidrofone ideal.

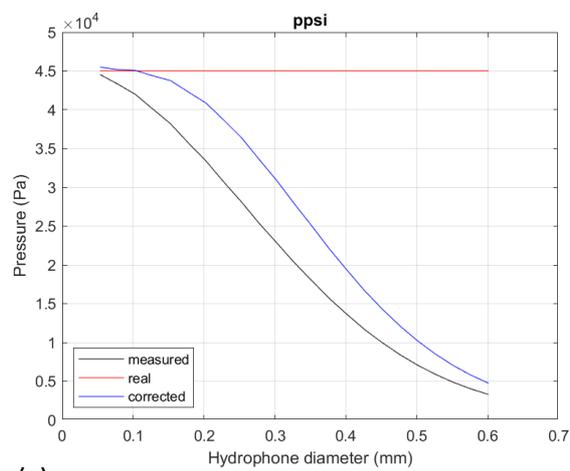
A partir da Figura 5.5 é possível concluir que quando R_{bh} é superior a 1.5, os valores de p_c e p_r corrigidos apresentam resultados muito próximos daqueles medidos por um hidrofone pontual. O mesmo observa-se para os valores corrigidos de $ppsi$, quando R_{bh} é superior a 1. No entanto, com a utilização de hidrofones de diâmetros maiores (para R_{bh} inferiores a 1), a correção perde precisão, levando a incertezas crescentes. Para estes casos a IEC 62127-1:2007 deixa de recomendar esta correção.



(a)



(b)



(c)

Figura 5.4. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda D.

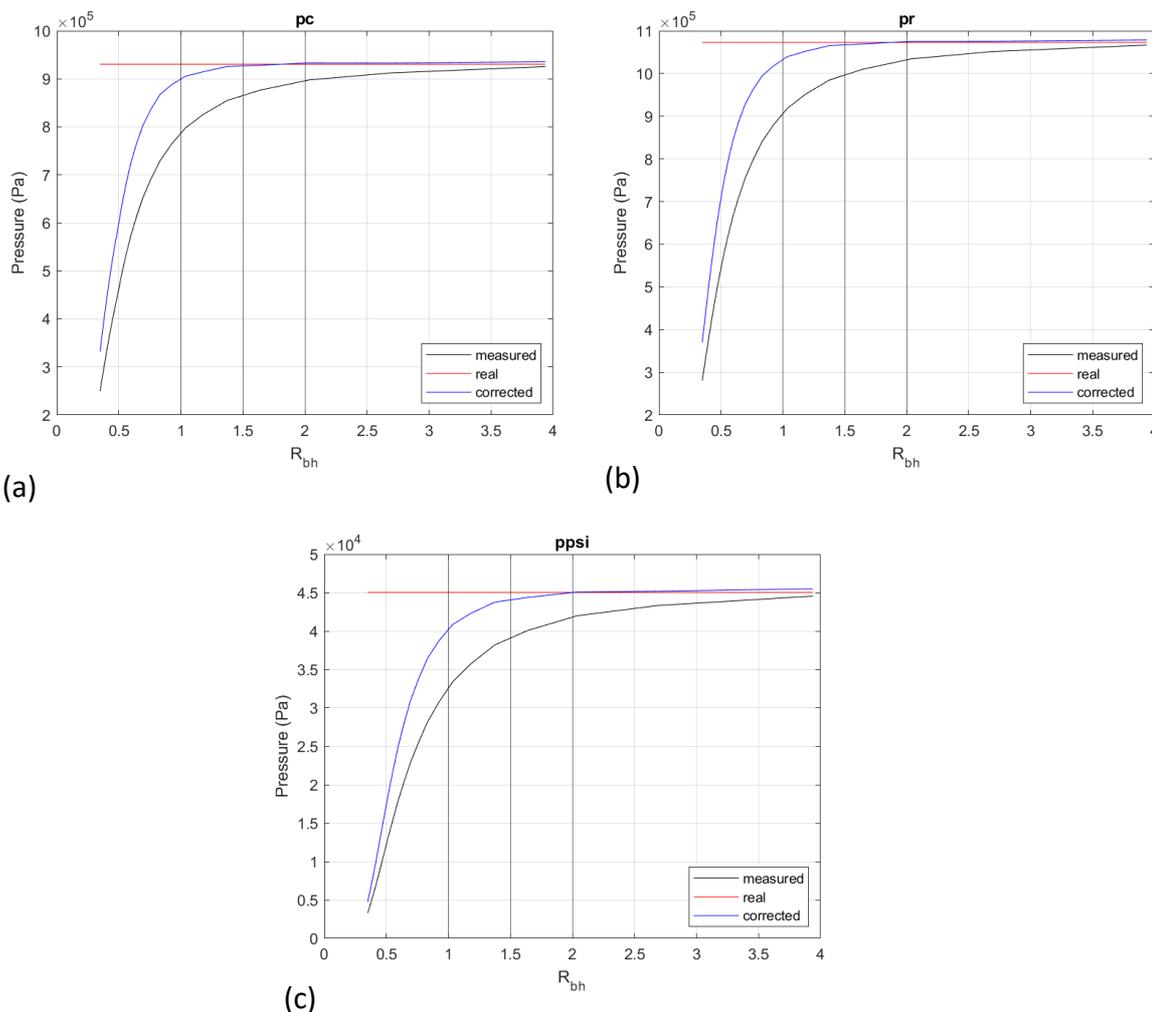


Figura 5.5. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{Sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de R_{bh} . São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda D.

As curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{Sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, para as sondas A, B e C, encontram-se no Anexo A.

5.4. Nova abordagem para a correção do efeito da média espacial

A seguir são apresentados os resultados da nova abordagem para a correção do efeito da média espacial (detalhada na secção 4.5), a fim de obter um novo fator de correção K . Na Tabela 5.4

são apresentados os valores de $BW(-6\text{ dB})$ utilizados nos cálculos de R_{bh} . Nos estudos realizados, foi possível verificar que os valores de pressão para p_c e p_r variam ambos de forma muito semelhante em função do parâmetro R_{bh} , como ilustrado na Figura. 5.6. No entanto, tal não acontece com $ppsi$, que apresenta um comportamento diferente quando avaliado em função de R_{bh} .

Tabela 5.4. Valores da largura do feixe a -6 dB para as sondas utilizados.

Sonda	$BW(-6\text{ dB})\text{ (mm)}$
A	0,48
B	1,30
C	1,80
D	0,21

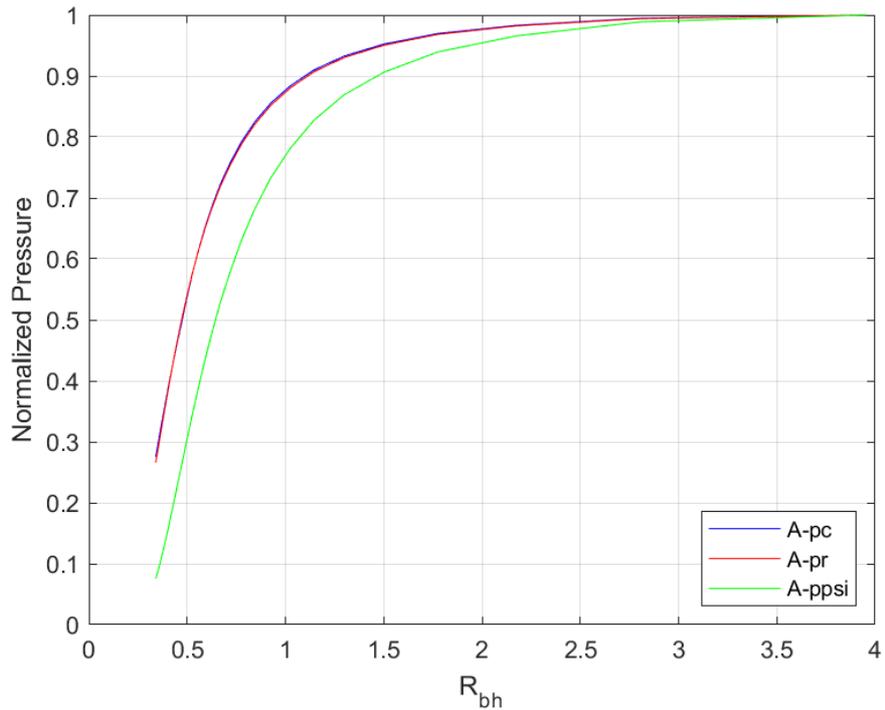


Figura 5.6. Pressão normalizada em função do parâmetro R_{bh} para os valores de pressão de p_c , p_r e $ppsi$. Para a sonda A.

Assim, foi necessário obter dois fatores de correção K_p , para p_c e p_r , e K_{ppsi} para $ppsi$. Na Figura 5.7 são apresentados os valores de K_p e K_{ppsi} calculados para os diferentes tamanhos de hidrofones simulados (eqs. 4.3 e 4.4), em função de R_{bh} .

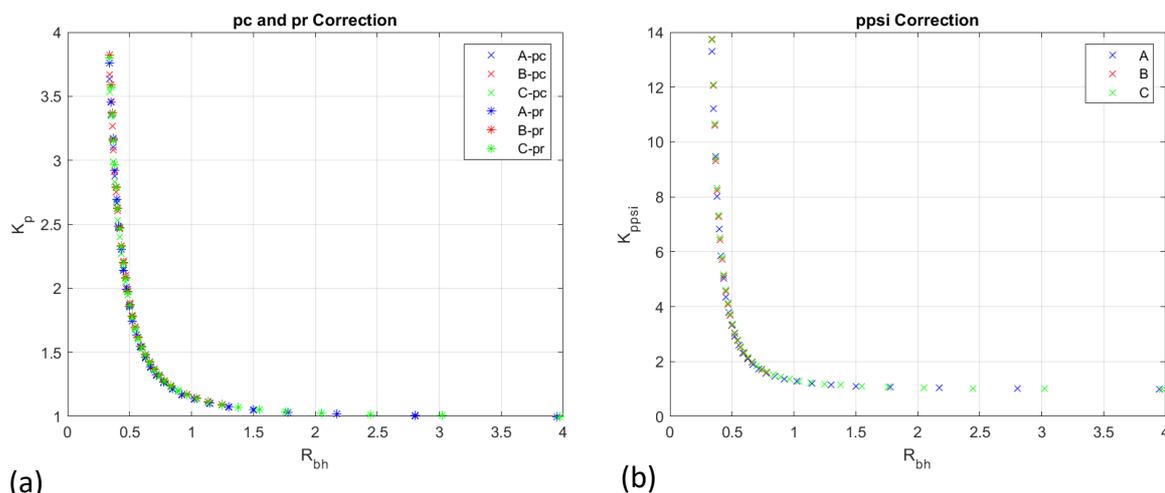
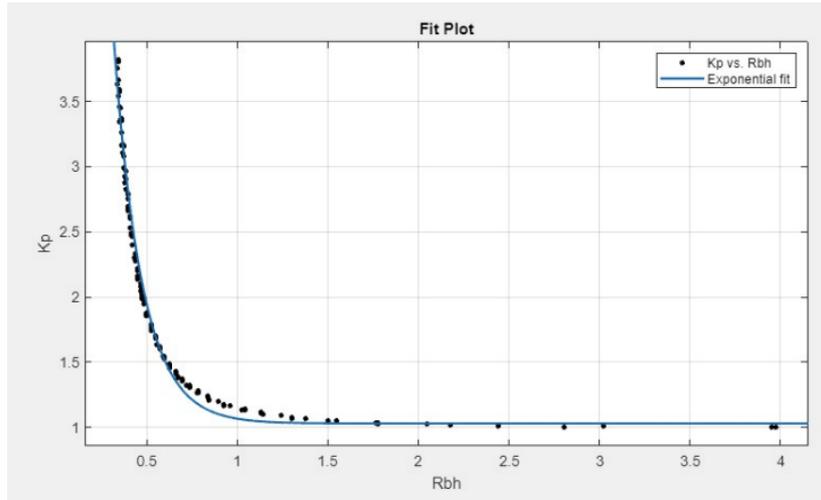


Figura 5.7. Fatores de correção em função de R_{bh} para p_c e p_r (a) e $ppsi$ (b). A, B e C refere-se às diferentes sondas simuladas.

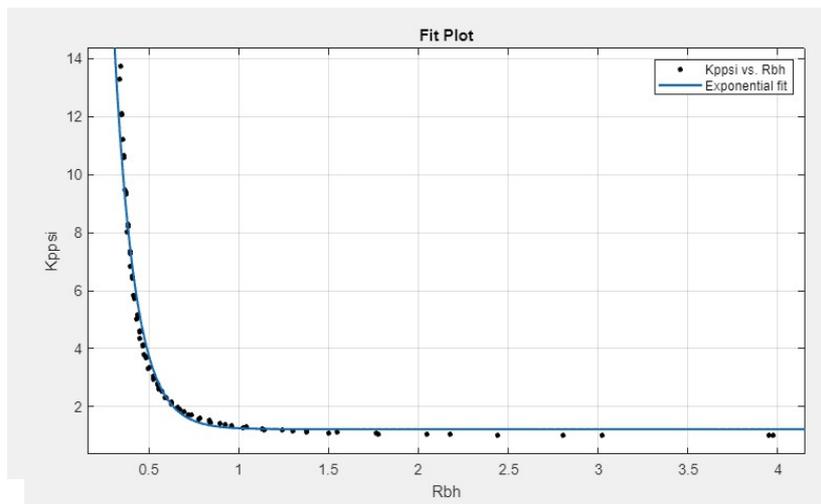
As curvas de Pressão normalizada em função do parâmetro R_{bh} para os valores de pressão de p_c , p_r e $ppsi$, para as sondas B e C, encontram-se no Anexo B.

5.5. Aproximação usando uma exponencial

A partir dos valores calculados para K_p e K_{ppsi} procedeu-se ao ajuste dos dados a uma curva, utilizando diferentes modelos. Em primeiro lugar, os dados (para todas as combinações de hidrofones e sondas) foram ajustados a uma curva exponencial (eq. 4.5, utilizando a *Curve Fitting toolbox* do MATLAB), obtendo-se o resultado apresentado na Figura 5.8.



(a)



(b)

Figura 5.8. Ajuste dos valores de K_p (a) e K_{ppsi} (b) a uma exponencial.

As expressões resultantes do ajuste exponencial, cuja forma geral é dada pela equação 4.5, são:

$$K_p = 1.0839 + 22.4095e^{-6.4661R_{bh}} \quad (5.1)$$

$$K_{ppsi} = 1.4113 + 729.3394e^{-11.7390R_{bh}} \quad (5.2)$$

A partir das eqs. 5.1 e 5.2, para cada valor de R_{bh} (i.e. para cada configuração sonda-hidrofone) obteve-se o valor correspondente do fator de correção, que posteriormente é multiplicado pelos valores máximos de p_c , p_r e $ppsi$ medidos no foco. Na Figura 5.9, apresentam-se os resultados obtidos para a sonda D, e para os diferentes diâmetros de hidrofone. Nesta Figura é possível observar que os valores medidos por hidrofones maiores ao tamanho ideal, são inferiores aos valores verdadeiros de pressão máxima, assim como a compensação parcial deste

efeito ao aplicar o fator de correção, embora persistam algumas diferenças.

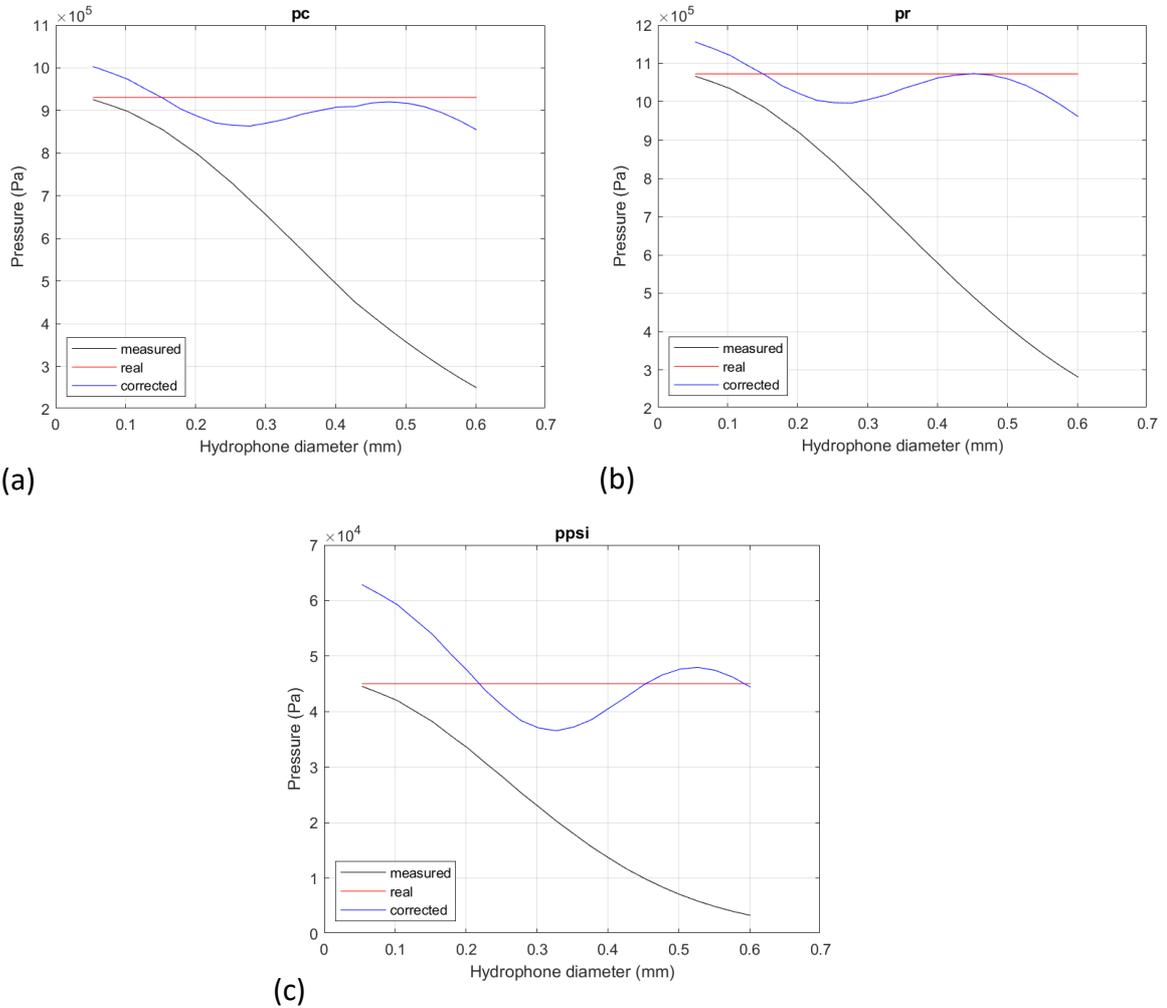


Figura 5.9. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma curva exponencial. Os dados apresentados correspondem à sonda D.

Do ponto de vista de segurança, é de notar que a estimativa de valores de pressão inferiores ao valor real (o que de forma geral observa-se para diâmetros maiores de hidrofones) resultam numa situação mais crítica que quando os valores de pressão são sobrestimados, motivo pelo qual devem ser exploradas outras abordagens.

5.6. Aproximação usando uma potência

Numa segunda abordagem, os valores calculados para K_p e K_{ppsi} foram ajustados a uma curva de potência (eq. 4.6, utilizando a *Curve Fitting toolbox* do MATLAB), sendo os resultados

apresentados na Figura 5.10.

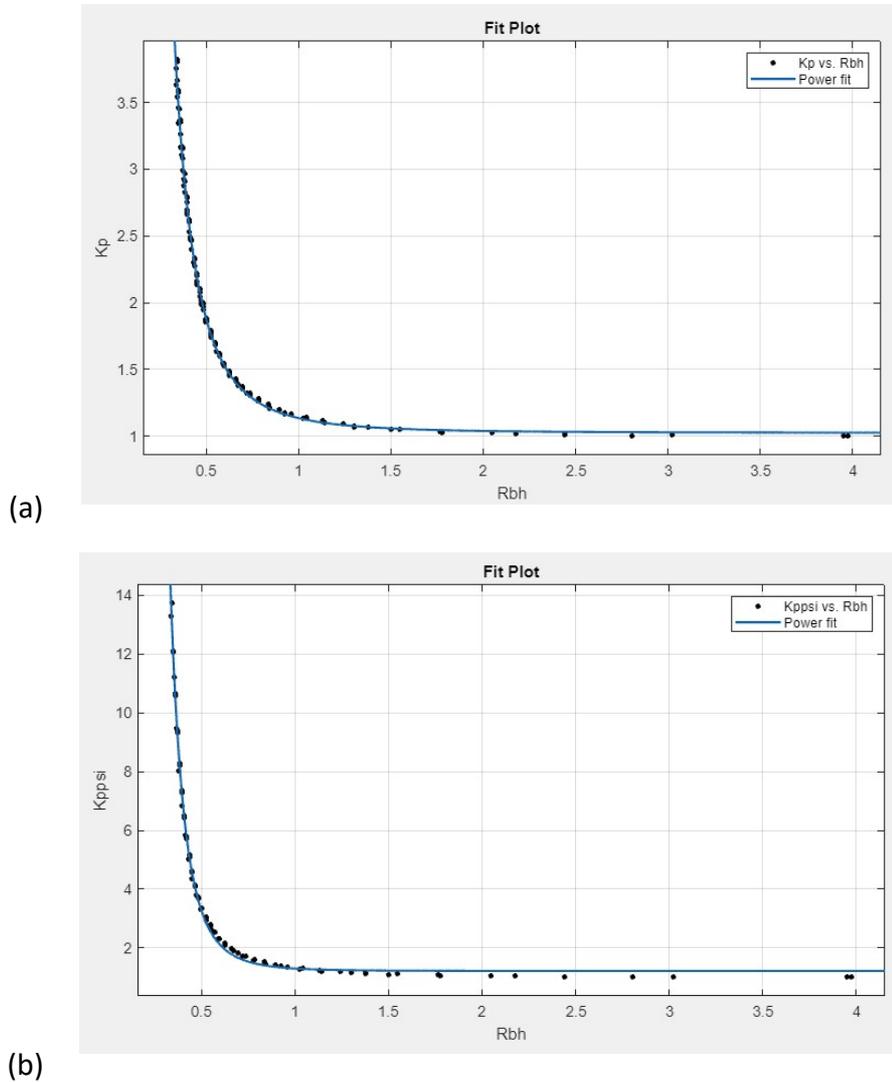


Figura 5.10. Ajuste dos valores de K_p (a) e K_{psi} (a) a uma potência.

As expressões resultantes do ajuste, cuja forma geral é dada pela equação 4.6, são:

$$K_p = 1.0351 + 0.1222R_{bh}^{-2.9443} \quad (5.3)$$

$$K_{psi} = 1.2146 + 0.1005R_{bh}^{-4.5759} \quad (5.4)$$

Seguindo a sequência indicada na seção 5.5, para cada valor de R_{bh} obteve-se o valor correspondente do fator de correção, que posteriormente é multiplicado pelos valores máximos de p_c , p_r e psi medidos no foco. Na Figura 5.11, apresentam-se os resultados obtidos para a sonda D, e para os diferentes diâmetros de hidrofone.

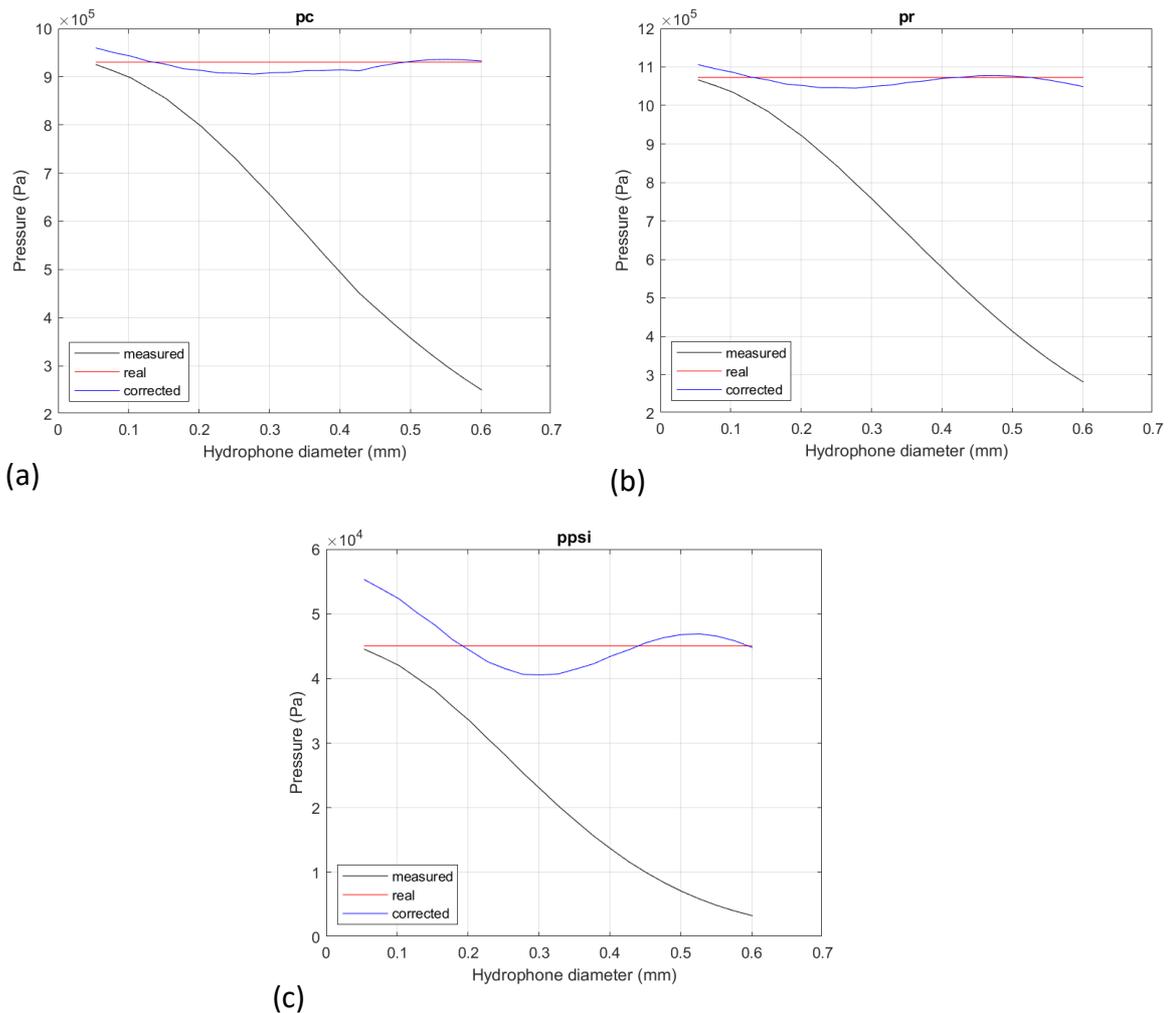
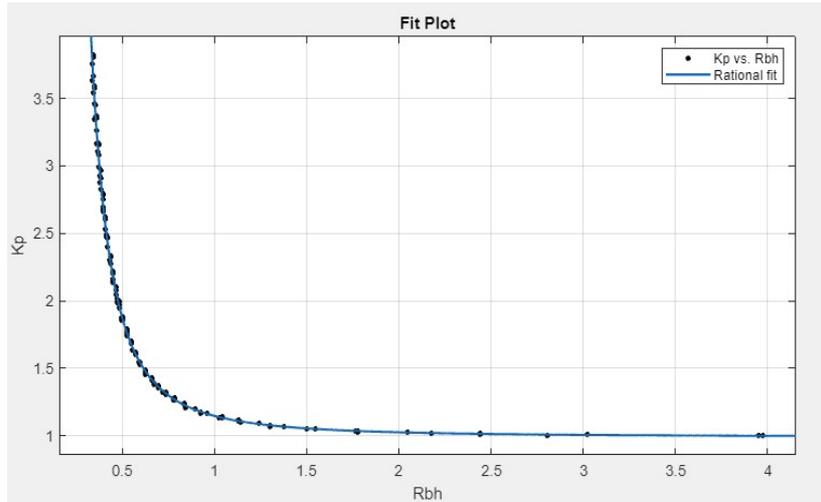


Figura 5.11. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma curva de potência. Os dados apresentados correspondem à sonda D.

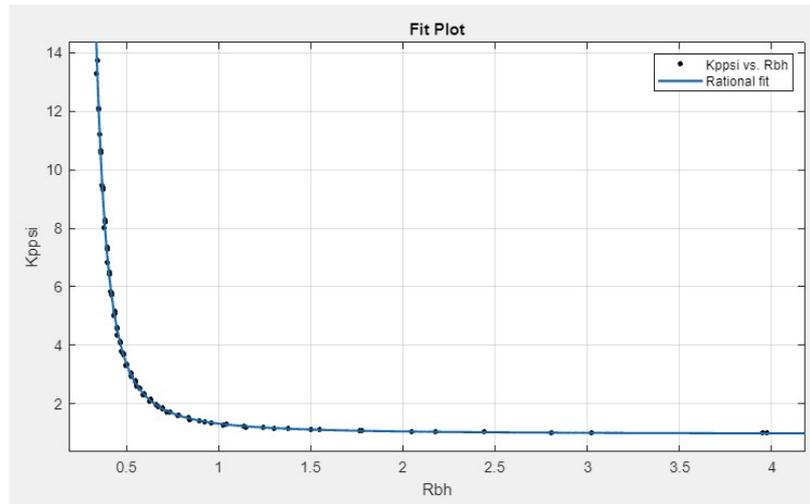
Com esta abordagem é possível observar que as curvas corrigidas conseguem aproximar melhor aos valores reais, em relação ao modelo utilizado na secção 5.5, embora ainda persista uma subestimação dos valores de pressão numa faixa intermédia dos diâmetros de hidrofones.

5.7. Aproximação usando uma razão entre polinómios

Numa terceira abordagem, os valores calculados para K_p e K_{ppsi} foram ajustados a uma razão entre polinómios (eq. 4.7, utilizando a *Curve Fitting toolbox* do MATLAB), sendo os resultados apresentados na Figura 5.12.



(a)



(b)

Figura 5.12. Ajuste dos valores de K_p (a) e K_{ppsi} (b) a uma razão entre polinómios.

As expressões resultantes do ajuste, cuja forma geral é dada pela equação 4.7, são:

$$K_p = \frac{0.9890R_{bh}^2 - 0.2723R_{bh} + 0.1428}{R_{bh}^2 - 0.2920R_{bh} + 0.0248} \quad (5.5)$$

$$K_{ppsi} = \frac{0.9517R_{bh}^2 - 0.3771R_{bh} + 0.1843}{R_{bh}^2 - 0.5155R_{bh} + 0.0703} \quad (5.6)$$

Posteriormente, para cada valor de R_{bh} obteve-se o valor correspondente do fator de correção, que posteriormente é multiplicado pelos valores máximos de p_c , p_r e $ppsi$ medidos no foco. Na Figura 5.13, apresentam-se os resultados obtidos para a sonda D, e para os diferentes diâmetros de hidrofone.

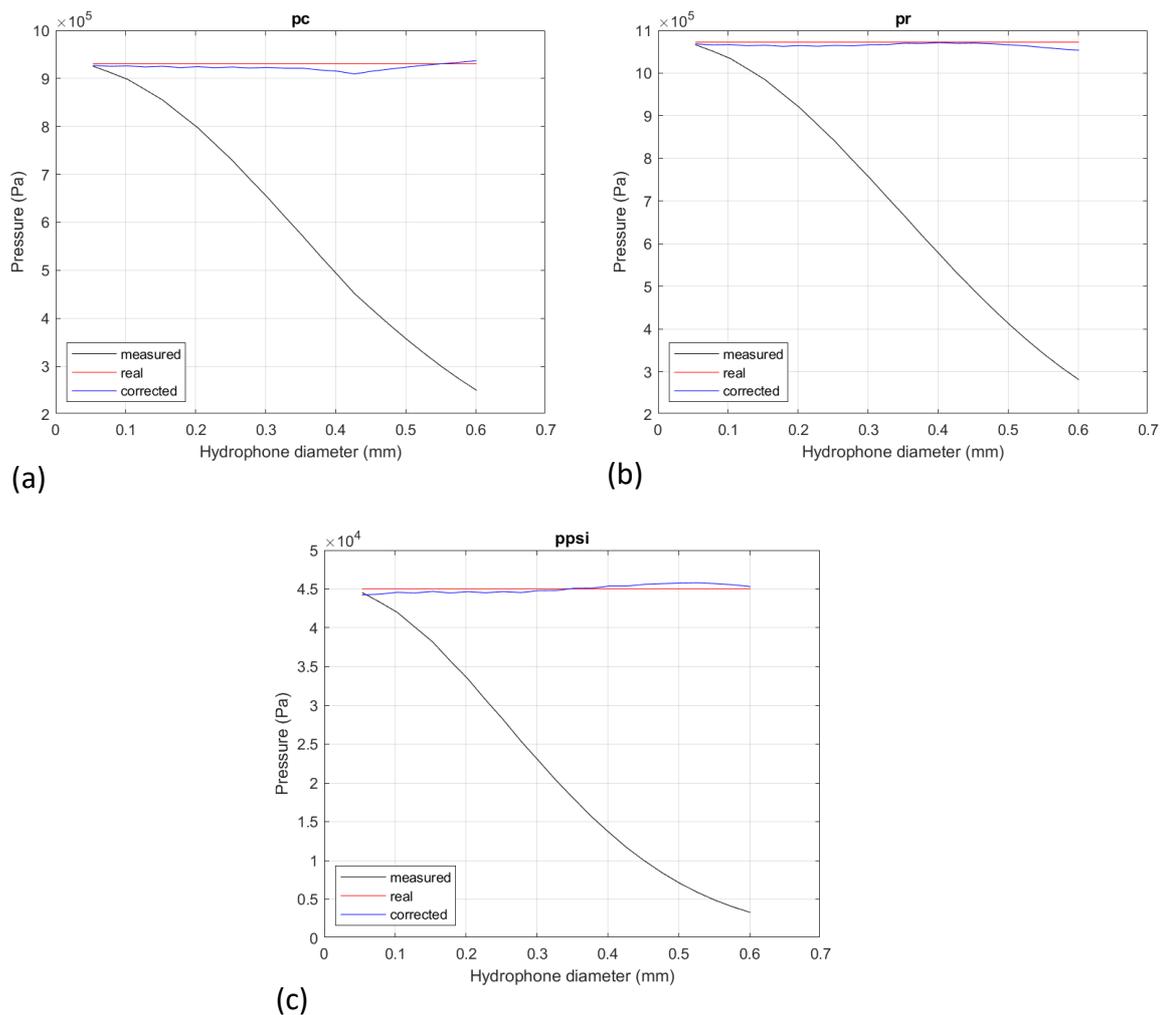


Figura 5.13. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma relação entre polinómios. Os dados apresentados correspondem à sonda D.

Na Figura 5.13 é possível observar como os valores de pressão medidos com tamanhos de hidrofones que excedem consideravelmente o tamanho ideal, e posteriormente compensados pelo fator de correção obtido, aproximam-se de aqueles medidos com um hidrofone pontual. Assim, entre os três modelos estudados, a razão entre polinómios apresenta-se como a melhor opção.

Na Tabela 5.4, 5.5 e 5.6 apresentam-se os erros máximos positivos e negativos associados à correção de p_c , p_r e $ppsi$, para cada uma das aproximações implementadas, para a sonda D.

Tabela 5.5. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de p_c aplicada à sonda D.

Aproximação	Erro máximo positivo (%)	Erro máximo negativo (%)
Exponencial	7,8	8,2
Potência	3,2	2,7
Razão entre polinómios	0,7	2,3

Tabela 5.6. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de p_r aplicada à sonda D.

Aproximação	Erro máximo positivo (%)	Erro máximo negativo (%)
Exponencial	7,7	10,4
Potência	3,1	2,6
Razão entre polinómios	0	1,8

Tabela 5.7. Erros máximos positivos e negativos da utilização de cada aproximação em relação ao valor real de $ppsi$ aplicada à sonda D.

Aproximação	Erro máximo positivo (%)	Erro máximo negativo (%)
Exponencial	39,6	18,9
Potência	22,9	9,9
Razão entre polinómios	1,7	1,7

Pelas Tabelas 5.5, 5.6 e 5.7 foi possível verificar que a aproximação usando uma razão entre polinómios é a que apresenta melhores resultados para todos os parâmetros avaliados.

As curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção aproximando a uma razão entre polinómios, para as sondas A, B e C, encontram-se no

5.8. Comparação entre sinais reais e simulados

A etapa seguinte foi comparar os sinais simulados com sinais reais adquiridos em laboratório, como descrito na secção 4.6. Na Figura 5.14 são apresentados os resultados de uma varredura lateral (perpendicular à direção de propagação do feixe) na região do foco. As características da sonda e do hidrofone, são aquelas apresentadas na secção 3.1 e 3.2, respetivamente, sendo as mesmas tanto para os sinais simulados como para os sinais reais.

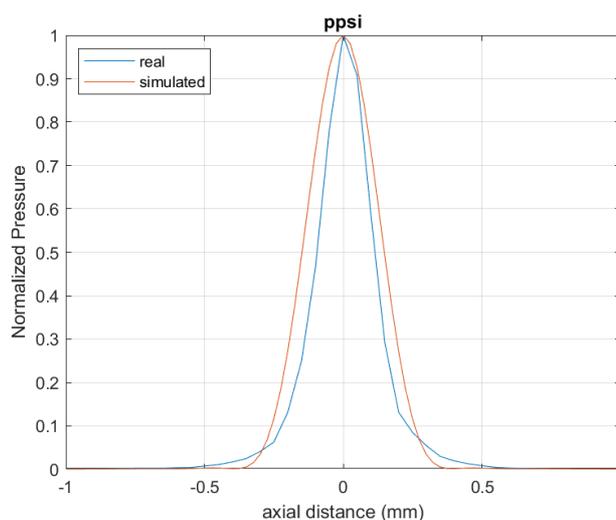


Figura 5.14. Comparação do perfil do feixe ultrassónico na região do foco (varrimento lateral), obtida mediante sinais reais e simulados. Os valores de pressão apresentados correspondem a *ppsi*.

Com esta última análise foi possível verificar como as simulações implementadas conseguem mimetizar o perfil do campo acústico medido com um sistema real. É de notar que para comparação do perfil do feixe, as curvas foram primeiramente normalizadas.

6. Conclusão e trabalhos futuros

Neste trabalho, o primeiro objetivo foi o desenvolvimento de uma ferramenta para simulação do processo de calibração de campos ultrassônicos mediante o uso de hidrofones. Esta ferramenta foi desenvolvida através da *toolbox* k-Wave do MATLAB. Para validar as simulações foi comparado o perfil do campo acústico simulado com uma medição real para uma mesma configuração de sonda e hidrofone, tendo sido obtidos resultados favoráveis.

Outra meta do presente trabalho foi avaliar o método de correção para o efeito da média espacial no processo de calibração de campos ultrassônicos, apresentado na norma IEC 62127-1:2007, através de simulações. Concluiu-se que esta correção apresenta bons resultados para hidrofones com diâmetro dentro de uma faixa muito limitada, i.e. R_{bh} superior a 2. Estes resultados vão ao encontro das recomendações dadas na norma, a qual não aconselha aplicar o fator de correção para valores de R_{bh} inferiores a 1,5. Por sua vez, a simulação proporciona uma mais-valia ao método proposto pela IEC, já que o mesmo foi desenvolvido de forma teórica, sem validação experimental.

O foco principal deste trabalho, foi desenvolver uma nova abordagem para a correção do efeito da média espacial, o qual tem como base a relação entre os valores de p_c , p_r e $ppsi$ com o parâmetro R_{bh} . A aproximação de esta relação a uma razão entre polinómios permitiu obter correções para o efeito de média espacial com erros máximos que não ultrapassa os 3%, o que demonstra o bom desempenho do método implementado. Por sua vez, este método consegue estender o fator de correção a situações onde o tamanho do hidrofone excede 10 vezes o tamanho ideal, resolvendo a principal limitação do método proposto pela IEC. A principal limitação deste novo modelo é que os sinais simulados com esta *toolbox* não contemplam o fenómeno de distorção não linear, o que em etapas futuras poderá ser resolvido de forma experimental (i.e. baseado em sinais reais).

De forma geral, neste projeto conseguiu-se implementar uma correção apropriada para o efeito da média espacial no processo de calibração de campos ultrassônicos, em condições onde não existe distorção não linear, aplicável a uma ampla faixa de valores de R_{bh} . Espera-se a seguir a publicação dos resultados obtidos, a fim de disponibilizar o método dentro da comunidade científica.

Para além dos estudos já mencionados, o trabalho futuro incluiria a validação experimental, com a utilização de hidrofones de vários diâmetros, do método proposto para a correção do efeito da média espacial.

Bibliografia

- [1] Harris GR, Howard SM, Hurrell AM, et al. Hydrophone Measurements for Biomedical Ultrasound Applications: A Review. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2023;70(2):85-100. doi:10.1109/TUFFC.2022.3213185
- [2] H. Azhari, *Basics of Biomedical Ultrasound for Engineers*. John Wiley & Sons, 2010
- [3] (2019). Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers, Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff. Assessed on: jun, 2023, available at: <https://www.fda.gov/media/71100/download>
- [4] International Electrotechnical Commission. IEC 62127-1, Ultrasonics—Hydrophones, Part 1: Measurement and Characterization of Medical Ultrasonic Fields up to 40 MHz. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission; 2007.
- [5] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2011). *The essential physics of medical imaging* (3rd ed.). Lippincott Williams and Wilkins.
- [6] Krautkramer, J., Krautkramer, H. (2002). *Ultrasonic Testing of Materials*. Fourth edition. Springer Berlin, Heidelberg.
- [7] Tole, N. M. (2005). *Basic Physics of Ultrasonographic Imaging*. World Health Organization, Geneva.
- [8] F. A. Duck, “The propagation of ultrasound through tissue,” in *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis* (G. ter Haar, ed.), ch. 2, pp. 4–17, 3rd ed., 2012.
- [9] Olympus (2006). *Ultrasonic Transducers Technical Notes*. Assessed on: jun, 2023, available at: <https://blog.mbedded.ninja/docs/olympus-ultrasonic-transducers-technical-notes.pdf>
- [10] Radiology Key. *Basics of Ultrasound*, Radiology Key Fastest Radiology Insight Engine. Assessed on: jun, 2023, available at: <https://radiologykey.com/basics-of-ultrasound/>
- [11] Narayana, P. A., Ophir, J. (1983). On the Frequency Dependence of Attenuation in Normal and Fatty Liver. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 30(6): 379-383.
- [12] Silverman, R.H. (2016). Focused ultrasound in ophthalmology. *Clinical Ophthalmology*, 10: 1865-1875.

[13] Schirru, M. (2017). Development of an Ultrasonic Sensing Technique to Measure Lubricant Viscosity in Engine Journal Bearing In-Situ. Springer International Publishing. Gewerbestrasse.

[14] Rocha, K. M. and Krueger, R. K. (2008). Ophthalmic biometry. *Ultrasound Clin*, 3(2): 195–200.

[15] Adam Shaw & Kevin Martin, “The acoustic output of diagnostic ultrasound scanners,” in *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis* (G. ter Haar, ed.), ch. 3, pp. 18–45, 3rd ed., 2012.

[16] Saheban, Hamid & Kordrostami, Zoheir. (2021). Hydrophones, Fundamental Features, Design Considerations, and Various Structures: A Review. *Sensors and Actuators A: Physical*. 329. 112790. 10.1016/j.sna.2021.112790.

[17] Caixinha, M., Santos, M., Santos, J. (2016). Automatic Cataract Hardness Classification Ex Vivo by Ultrasound Techniques. *Ultrasound Med. Biol.*, 42(4): 989–998.

[18] Caixinha, M., Amaro, J., Santos, M., Perdigão, F., Gomes, M., Santos, J. (2016). In-Vivo Automatic Nuclear Cataract Detection and Classification in an Animal Model by Ultrasounds. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 63(11): 2326–2335.

[19] Petrella, L., Fernandes, P., Santos, M., Caixinha, M., Nunes, S., Pinto, C., Morgado, M., Santos, J., Perdigão, F., Gomes, M. (2020). Safety Assessment of an A-Scan Ultrasonic System for Ophthalmic Use. *J Ultrasound Med*, 9999: 1–8.

[20] Conceição, I. (2022). MODEL OF AN ULTRASOUND-BASED SYSTEM FOR CATARACT DETECTION AND CLASSIFICATION. Dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, Universidade de Coimbra, Coimbra. 107pp.

[21] Preston RC, Bacon DR, Smith RA. Calibration of medical ultrasonic equipment-procedures and accuracy assessment. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1988; 35:110–121.

[22] Smith RA. Are hydrophones of diameter 0.5 mm small enough to characterise diagnostic ultrasound equipment? *Phys Med Biol*. 1989 Nov;34(11):1593-607.

[23] Smith RA. The evaluation of small area hydrophones [NPL Report RSA(EXT)2]. Teddington, Middlesex, UK: National Physical Laboratory, 1989.

[24] Bacon DR. Finite amplitude distortion of the pulsed fields used in diagnostic

ultrasound. *Ultrasound Med Biol.* 1984;10(2):189-195. doi:10.1016/0301-5629(84)90217-5

[25] Stuart Foster F, Pavlin CJ, Lockwood GR, et al. Principles and applications of ultrasound backscatter microscopy. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1993; 40:608–617.

[26] Treeby, B., Cox, B. and Jaros, J. (2016). k-Wave - A MATLAB Toolbox for the Time Domain Simulation of Acoustic Wave Fields. Assessed on: jun, 2023, available at: http://www.k-wave.org/manual/k-wave_user_manual_1.1.pdf

[27] Wise, E. S., Cox, B. T., Jaros, J., & Treeby, B. E. (2019). Representing arbitrary acoustic source and sensor distributions in Fourier collocation methods. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(1), 278-288.

[28] Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2010;36(6):861-873. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012

[29] Bessonova, O. V., Khokhlova, V. A., Bailey, M. R., Canney, M. S., & Crum, L. A. (2009). FOCUSING OF HIGH POWER ULTRASOUND BEAMS AND LIMITING VALUES OF SHOCK WAVE PARAMETERS. *Acoustical physics*, 55(4-5), 463–476. <https://doi.org/10.1134/S1063771009040034>

A. Anexo A

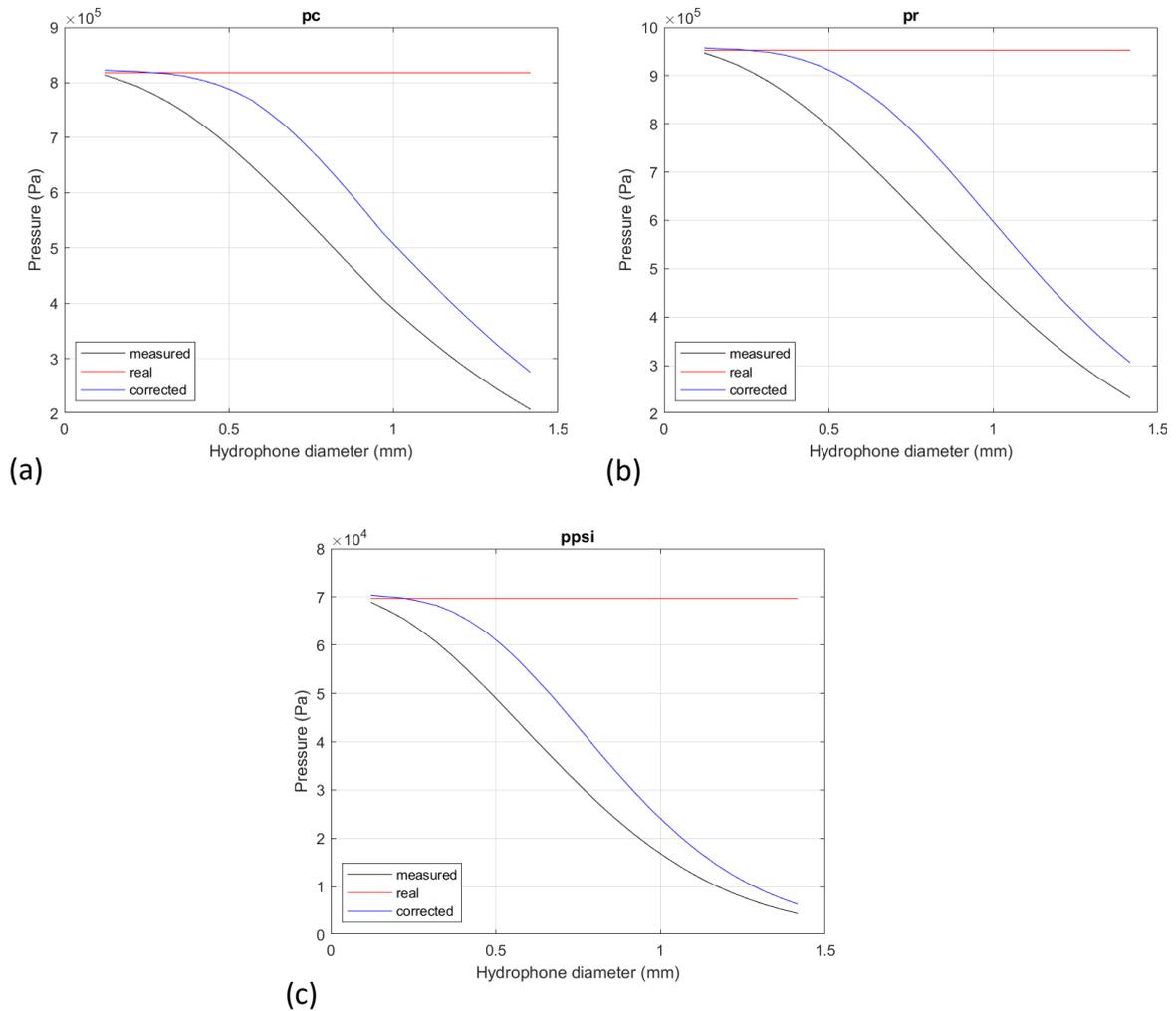
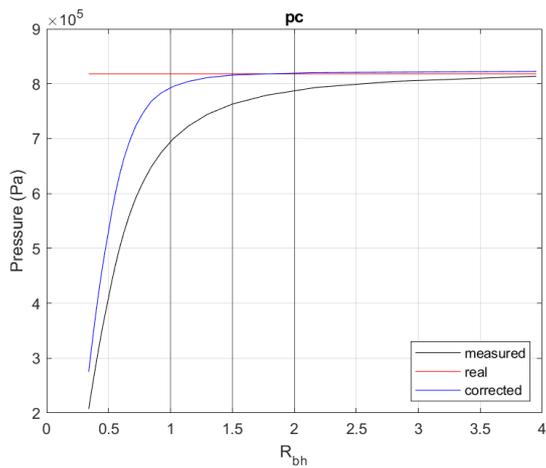
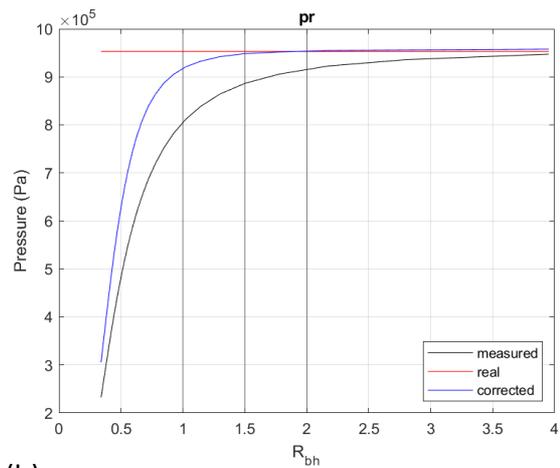


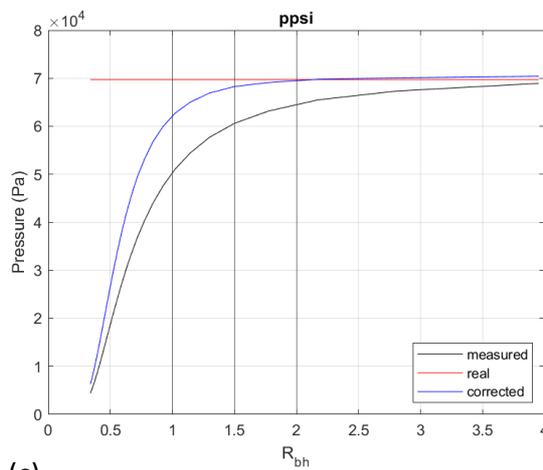
Figura A.1. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda A.



(a)



(b)



(c)

Figura A.2. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{Sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de R_{bh} . São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda A.

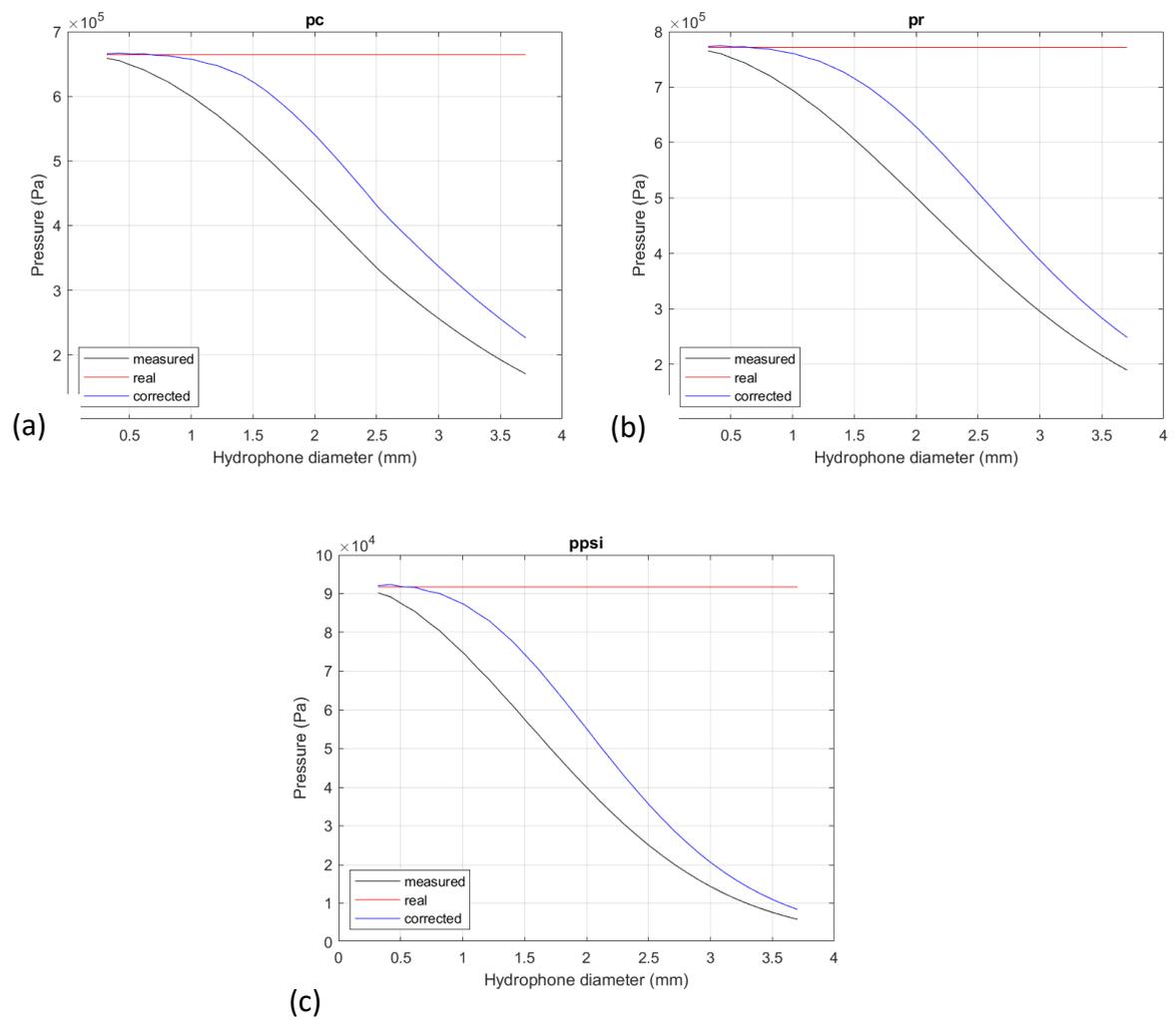
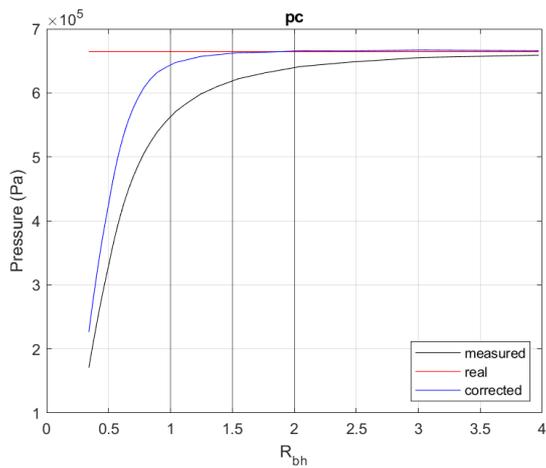
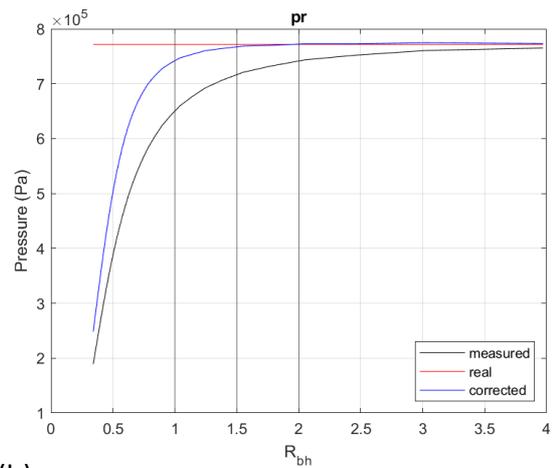


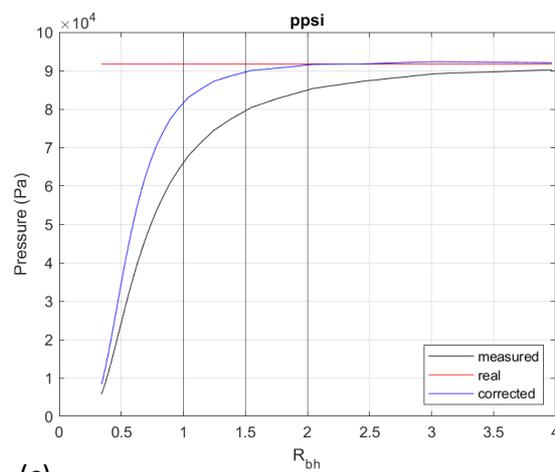
Figura A.3. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda B.



(a)



(b)



(c)

Figura A.4. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{Sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de R_{bh} . São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda B.

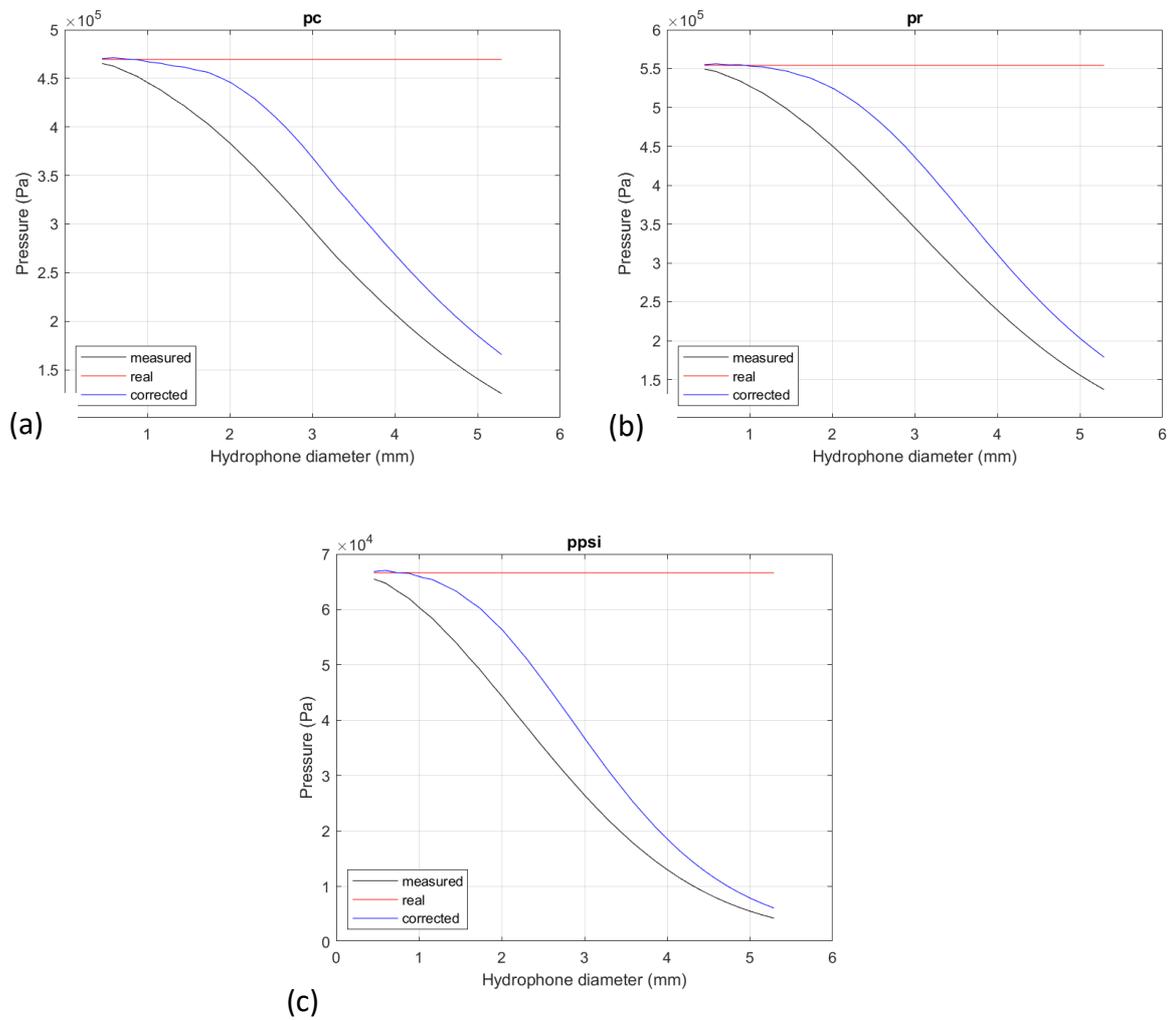
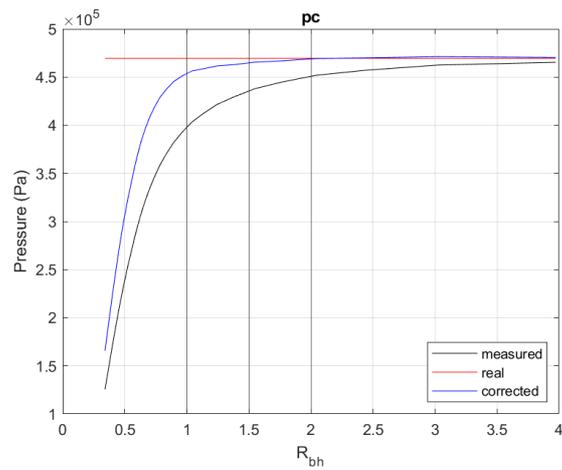
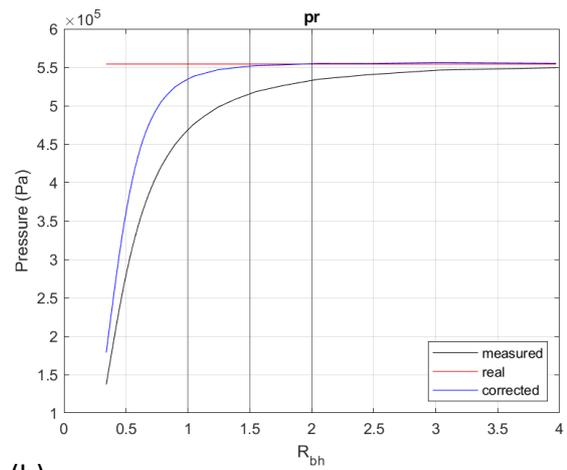


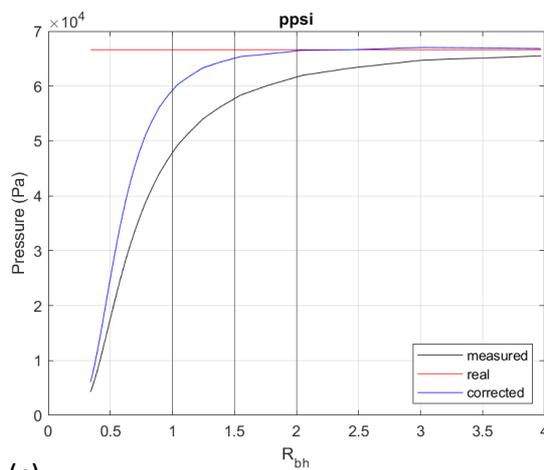
Figura A.5. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função do diâmetro do hidrofone. São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda C.



(a)



(b)



(c)

Figura A.6. Curvas de pressão sem correção do efeito da média espacial, e aplicando o fator de correção K_{Sa} dado pela norma IEC 62127-1:2007, em função de R_{bh} . São apresentados os valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c), medidos para a sonda C.

B. Anexo B

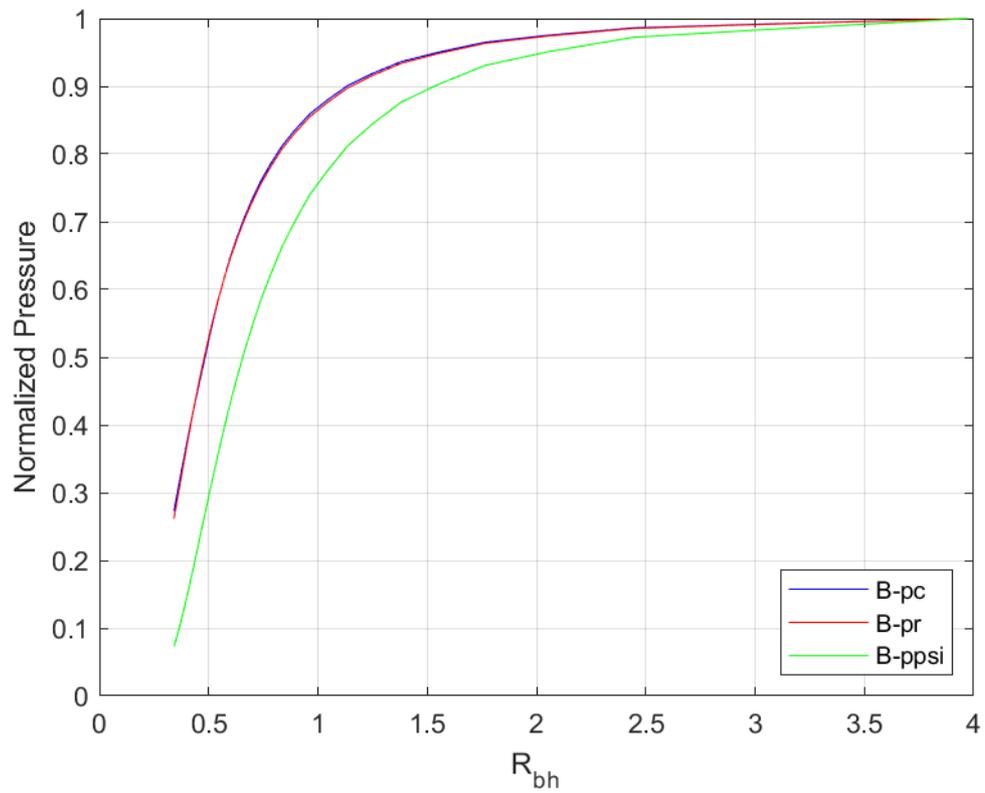


Figura B.1. Pressão normalizada em função do parâmetro R_{bh} para os valores de pressão de p_c , p_r e $ppsi$. Para a sonda B.

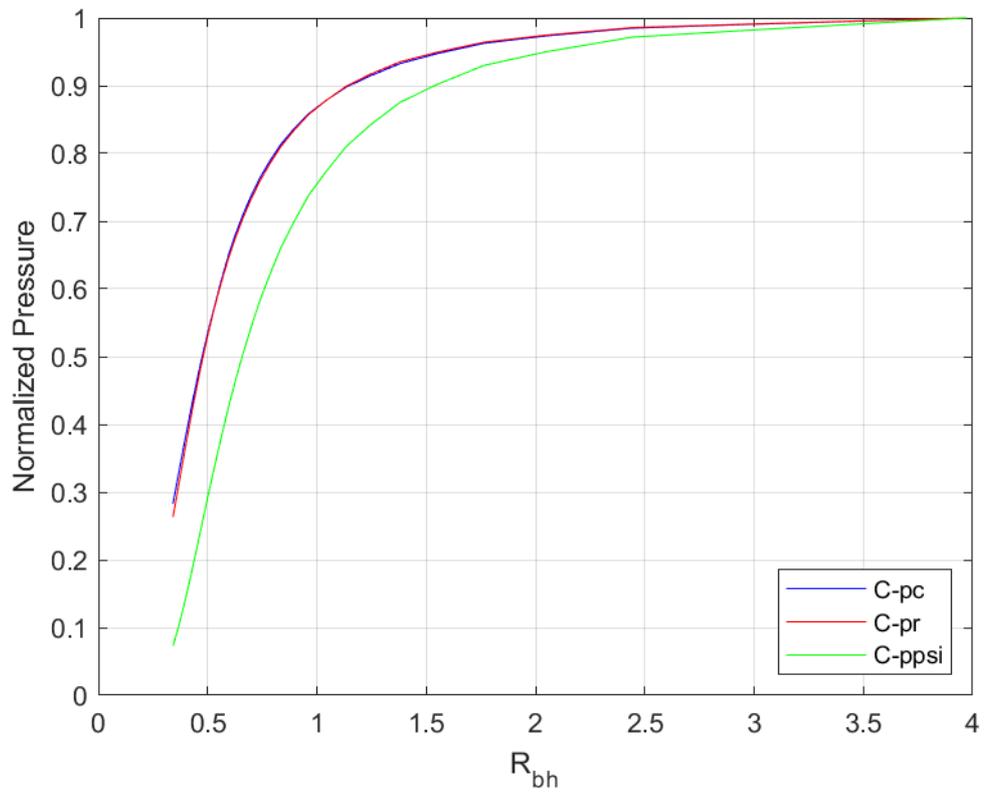


Figura B.2. Pressão normalizada em função do parâmetro R_{bh} para os valores de pressão de p_c , p_r e $ppsi$. Para a sonda C.

C. Anexo C

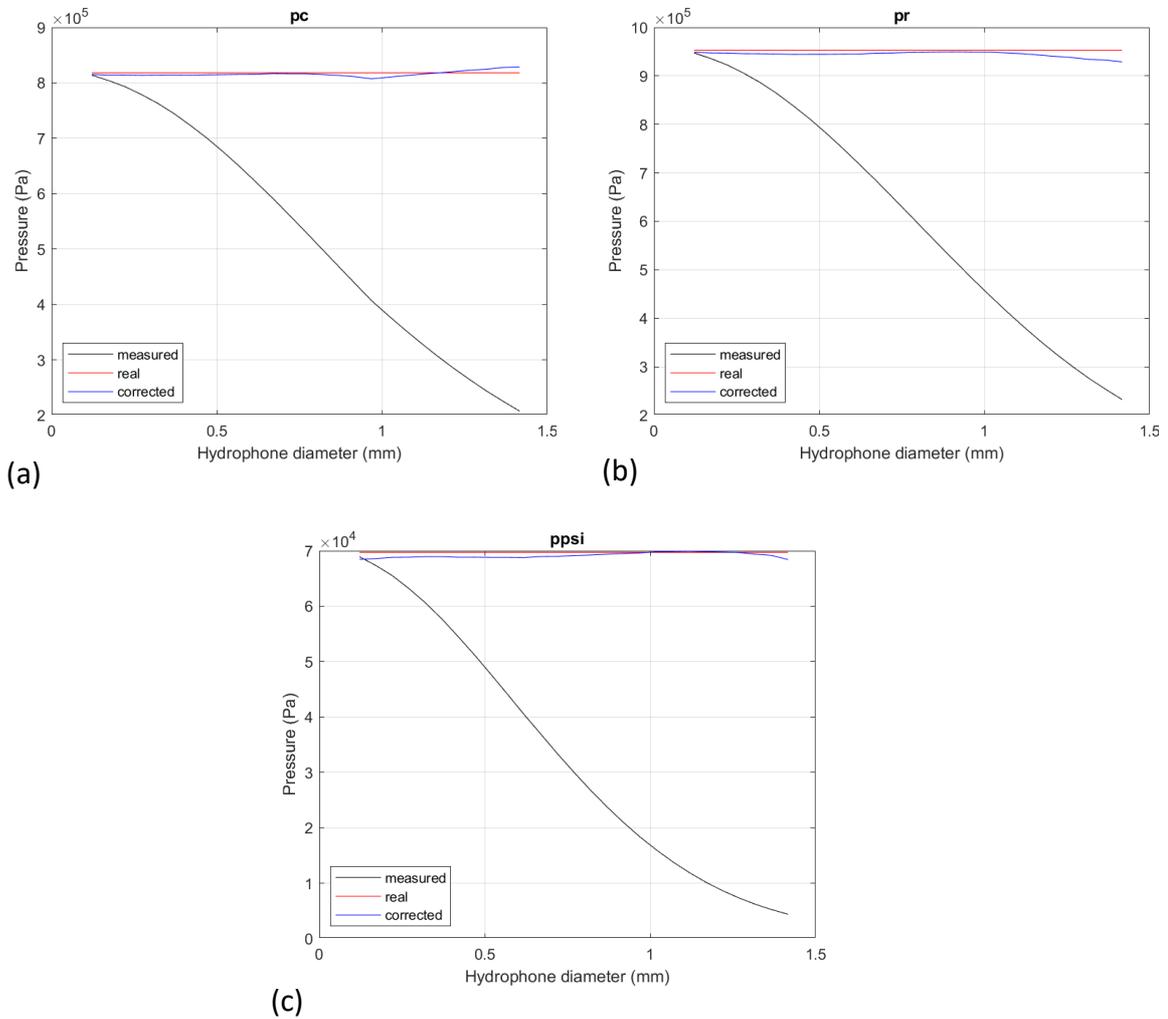


Figura C.1. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma relação entre polinômios. Os dados apresentados correspondem à sonda A.

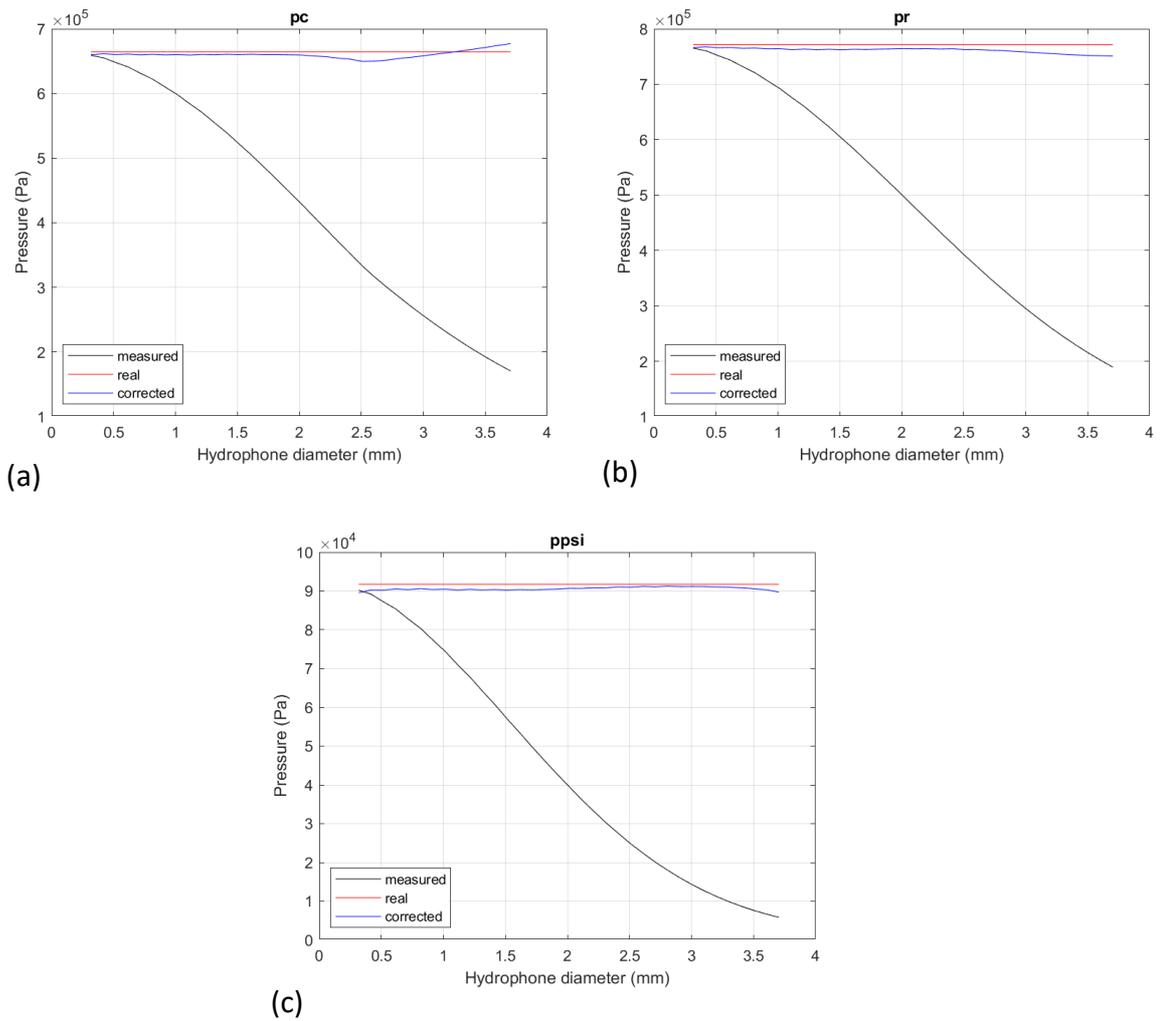


Figura C.2. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma relação entre polinômios. Os dados apresentados correspondem à sonda B.

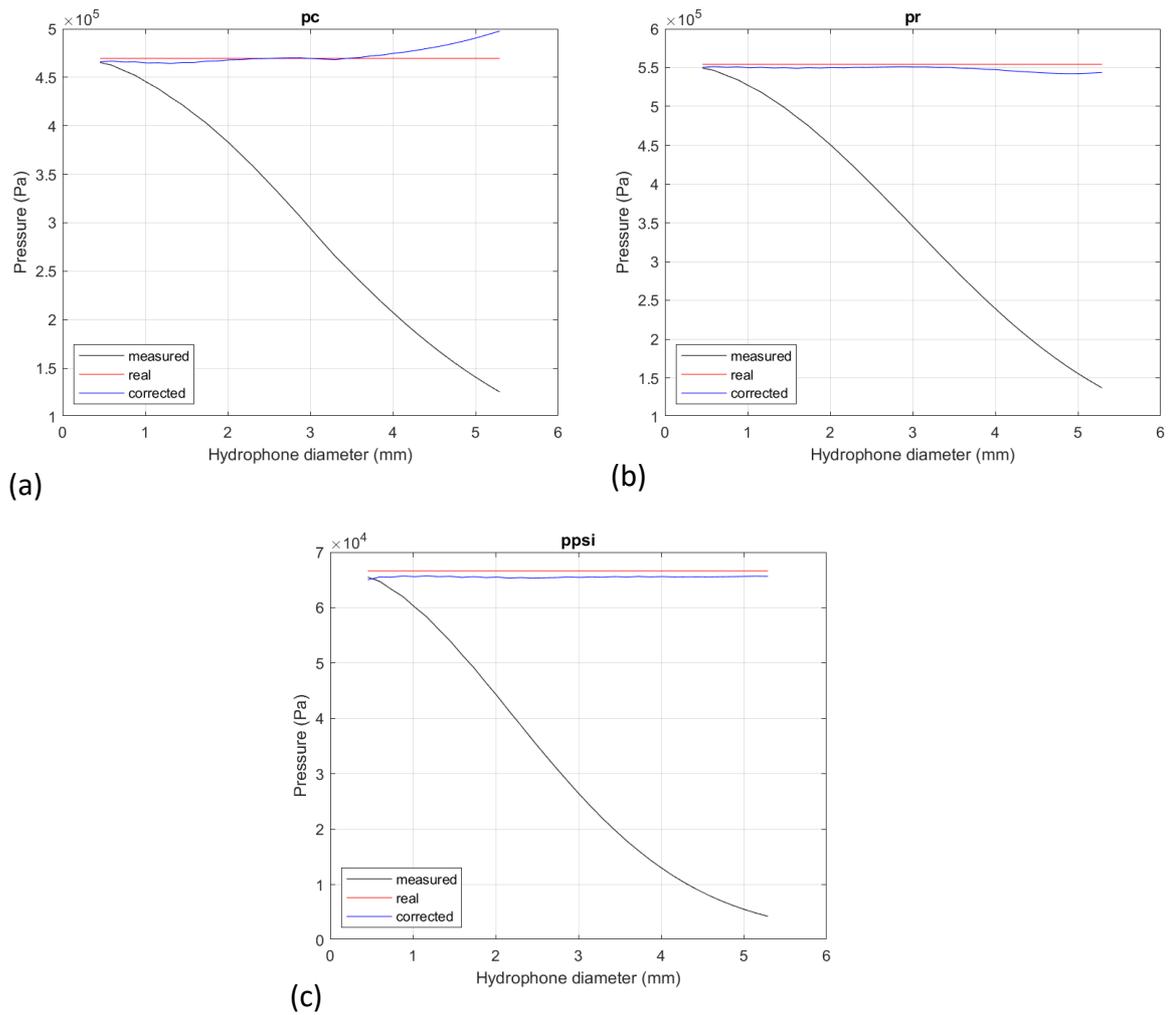


Figura C.3. Valores de pressão máxima de p_c (a), p_r (b) e $ppsi$ (c) com e sem correção, em função do diâmetro do hidrofone. Nesta abordagem a relação K_p vs. R_{bh} e K_{ppsi} vs. R_{bh} é aproximada a uma relação entre polinômios. Os dados apresentados correspondem à sonda C.