SANDRO AURELIANO MIQUELETI

AVALIAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS QUE OPERAM POR MEIO DE FENÔMENOS ONDULATÓRIOS SEGUNDO A SÉRIE DE NORMAS TÉCNICAS NBR IEC 60601

São Paulo
2009

SANDRO AURELIANO MIQUELETI

AVALIAÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETROMÉDICOS QUE OPERAM POR MEIO DE FENÔMENOS ONDULATÓRIOS SEGUNDO A SÉRIE DE NORMAS TÉCNICAS NBR IEC 60601

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica

Área de Concentração:
Sistemas Eletrônicos
Opção: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes

São Paulo
2009

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 22 de maio de 2009

Assinatura do autor:

Assinatura do orientador:

FICHA CATALOGRÁFICA

Miqueleti, Sandro Aureliano
Avaliação de equipamentos eletromédicos que operam por meio de fenômenos ondulatórios segundo a série de Normas Técnicas NBR IEC 60601 (edição revisada) / S.A. Miqueleti. - São Paulo, 2009.
134 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1. Equipamentos eletromédicos 2. Normas de segurança e desempenho essencial 3. Segurança de equipamentos Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II. t.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes.

Aos membros da Banca do Exame de Qualificação pelas sugestões oferecidas.

Aos colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB-EPUSP).

Aos colegas da Divisão de Ensaios e Calibração (DEC/LEB) pela ajuda com os experimentos.

À FINEP pelo financiamento para aquisição dos instrumentos de medição.

RESUMO

Fenômenos ondulatórios têm sido muito utilizados na área médica e muitos equipamentos médicos que se baseiam nesses fenômenos são concebidos tanto para fins terapêuticos como para fins de diagnóstico. Equipamentos de micro-ondas para terapia, equipamentos de ondas-curtas para terapia, equipamentos de terapia a LASER, equipamentos de ultra-som para terapia e diagnóstico e equipamentos de fototerapia são exemplo de produtos médicos que utilizam fenômenos ondulatórios. A certificação de tais produtos é compulsória para que estes possam ser comercializados no Brasil e a série de Normas Técnicas ABNT NBR IEC 60601 contém as prescrições de segurança e desempenho essencial que tais equipamentos médicos precisam atender. Uma importante fase do processo de certificação dos equipamentos médicos é a etapa de verificação de conformidade realizada em Laboratórios de Ensaios acreditados pelo INMETRO.

A presente pesquisa apresenta uma descrição das aplicações comumente utilizadas dos fenômenos ondulatórios em terapia e diagnóstico na área médica, descrevendo-se também quais são os limites considerados seguros para a exposição do paciente aos campos eletromagnéticos e acústicos, bem como os limites de exposições indesejadas para pessoas próximas ao equipamento médico. São descritos os métodos de medição normalmente utilizados para se mensurar os fenômenos ondulatórios e os processos de medição adotados nesta pesquisa utilizando alguns desses métodos, bem como são apresentados os resultados da seleção de instrumentos de medição que foram adquiridos para realização dos ensaios prescritos nas Normas Técnicas da série NBR IEC 60601. Também são apresentados os resultados obtidos após a realização de medições em equipamentos eletromédicos comerciais, usados para validar os procedimentos de ensaios e que foram elaborados utilizando os instrumentos de medição adquiridos.

Esta pesquisa certamente poderá ser utilizada como referência para os Laboratórios de Ensaios congêneres que tenham interesse em obter a capacitação técnica e de infra-estrutura para a realização dos ensaios abordados, bem como pelas empresas que produzem equipamentos médicos baseados em fenômenos ondulatórios para aprimorarem seus produtos.

Palavras-chave: Equipamento Médico; Fenômeno Ondulatório; Laboratório de Ensaios; Normas Técnicas ABNT NBR IEC 60601

ABSTRACT

Wave phenomena have been widely used in medicine and many medical devices that use these phenomena are designed both for therapeutical and diagnosis purposes. Microwave equipment for therapy, short-wave equipment for therapy, LASER equipment for therapy, ultrasound equipment for therapy and for diagnosis and phototherapy equipment are examples of medical products that use wave phenomena. The certification of these products is compulsory for them to be marketed in Brazil and the Technical Standards ABNT NBR IEC 60601 series contains the prescriptions of safety and essential performance that medical equipment must meet. An important stage in the certification of medical equipment is the verification of compliance tests performed in Test Laboratories accredited by INMETRO.

This research provides a description of commonly used applications of wave phenomena in therapy and diagnosis in the medical field, describing also the limits considered safe for the patient's exposure to electromagnetic fields and acoustic as well as the limits for unwanted exposure to people close to medical equipment. It also describes the methods of measurement commonly used to measure the wave phenomena, presents measurement processes that were created using some of these methods and presents the results of the research and selection of measurement instruments that were acquired for the tests prescribed by the Technical Standards NBR IEC 60601 series. It also presents the results of the measurements carried out of commercial eletromedical equipments used to validate the testing procedures that were developed using the measurement instruments acquired.

This research could certainly be used as reference for Testing Laboratories that have similar interests in obtaining a technical competence and infrastructure for the tests discussed, as well as companies that produce medical equipment based on the wave phenomena in order to improve their products.

Key words: Medical Equipment; Wave Phenomena; Testing Laboratory, Technical Standards ABNT NBR IEC 60601 series.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação de uma onda eletromagnética 10
Figura 2 - Representação de uma onda sonora..... 12
Figura 3 - Representação de ondas transversais e longitudinais..... 13
Figura 4 - Representação da Lei de Snell-Descartes. 17
Figura 5 - Comparação entre a refração do som e a refração da luz 18
Figura 6 - Difração por uma fenda 18
Figura 7 - Interferência de uma onda plana ao atravessar uma dupla fenda. 19
Figura 8 - Polarização linear e polarização elíptica 20
Figura 9 - Ondas sonoras emitidas por um objeto em movimento 21
Figura 10 - Campo próximo e campo distante das ondas eletromagnéticas 30
Figura 11 - Geração de ondas eletromagnéticas 32
Figura 12 - Válvula magnetron para geração de microondas..... 33
Figura 13 - Funcionamento de uma válvula Magnetron 34
Figura 14 - Componentes de uma lâmpada fluorescente 35
Figura 15 - Geração de luz LASER..... 37
Figura 16 - Realinhamento dos dipolos de uma cerâmica piezelétrica. 39
Figura 17 - Seção longitudinal de um feixe de ultra-som. 40
Figura 18 - Sistema de coordenadas utilizado na Integral de Rayleigh..... 41
Figura 19 - Simulação do feixe gerado por um transdutor de ultra-som..... 42
Figura 20 - Formas possíveis de expor o olho à radiação LASER..... 47
Figura 21 - Separação da luz branca ao atravessar um prisma 53
Figura 22 - Monocromador de Czerny-Turner..... 55
Figura 23 - Alvo de balança de ultra-som..... 56
Figura 24 - Arranjo para mapeamento de campo acústico 57
Figura 25 - Picos de pressão acústica registrado em um hidrofone 57
Figura 26 - Localização espacial dos planos Z1, Z2, Z3 e Z4 59
Figura 27 - Equipamento de ondas curtas com aplicador capacitivo 65
Figura 28 - Exemplo de equipamento de microondas..... 66
Figura 29 - Exemplo de equipamentos de fototerapia 67
Figura 30 - Exemplo de equipamento de terapia LASER 67
Figura 31 - Exemplo de equipamento de ultra-som para terapia 68

Figura 32 - Arranjos experimentais da Norma NBR IEC 60601-2-3:1997 70
Figura 33 - Arranjo experimental para medição de potência de ondas curtas .. 73
Figura 34 - Curva de calibração do dispositivo de medição de potência..... 75
Figura 35 - Curvas de calibração para as três cargas totais de ensaio..... 76
Figura 36 - Balança de ultra-som UPM-DT-1 81
Figura 37 - Tanque de ultra-som. 81
Figura 38 - Arranjo experimental para medição de potência de ultra-som 83
Figura 39 - Medição do transdutor de ultra-som no tanque de ensaios..... 83
Figura 40 - Posicionamento do transdutor no tanque de ensaios..... 84
Figura 41 - Medição de potência do transdutor de ultra-som de 1MHz..... 85
Figura 42 - Medição de potência do transdutor de ultra-som de 3MHz. 86
Figura 43 - Sinal do adquirido pelo hidrofone par o transdutor de 1MHz 86
Figura 44 - Determinação da região do último máximo de pressão acústica 87
Figura 45 - Bolhas de ar formadas sobre o hidrofone de membrana 87
Figura 46 - Ensaio de radiação indesejada de microondas..... 89
Figura 47 - Medidor de potência eletromagnética. 91
Figura 48 - Atenuador de microondas Aeroflex modelo 67. 91
Figura 49 - Arranjo experimental para medição de potência em microondas ... 92
Figura 50 - Medição de potência em equipamento de microondas. 93
Figura 51 - Arranjo experimental para caracterização do atenuador de 20dB... 94
Figura 52 - Medição da potência de microondas..... 96
Figura 53 - Medição da radiação indesejada de microondas. 96
Figura 54 - Radiação indesejada de microondas 25cm atrás do aplicador..... 97
Figura 55 - Medição de potência de uma caneta tipo LASER..... 101
Figura 56 - Sistema de alinhamento (XYZ) e azimute do feixe LASER 102
Figura 57 - Exemplo de exibição de medidas na tela do Ultima LabMaster 2.. 103
Figura 58 - Especificações do equipamento Bilispot..... 107
Figura 59 - Especificações do equipamento Bilitron 107
Figura 60 - Curva de efetividade espectral ultravioleta. 109
Figura 61 - Arranjo experimental para medições espectroradiométricas. 110
Figura 62 - Grade de medição para fototerapia 110
Figura 63 - Grade de medição de fototerapia para área elíptica 111
Figura 64 - Ensaio do equipamento de fototerapia Octofoto 111
Figura 65 - Espectros de emissão na grade de medição. 112

Figura 66 - Medição da Irradiância de bilirrubina. 112
Figura 67 - Medição de radiação na região do infravermelho próximo. 113
Figura 68 - Medição da radiação ultravioleta efetiva..... 113
Figura 69 - Ensaio do equipamento de fototerapia Bilispot 114
Figura 70 - Espectro de emissão sobre a grade de medição. 114
Figura 71 - Faixa de medição da Irradiância de bilirrubina..... 115
Figura 72 - Medição de radiação na região do infravermelho próximo. 115
Figura 73 - Medição da radiação ultravioleta efetiva. 116
Figura 74 - Relação de não uniformidade G2 (Bilispot). 116
Figura 75 - Ensaio do equipamento de fototerapia Bilitron 117
Figura 76 - Espectro de emissão sobre a grade de medição. 117
Figura 77 - Medição da Irradiância de bilirrubina. 118
Figura 78 - Medição da radiação na região do infravermelho próximo. 118
Figura 79 - Medição da radiação ultravioleta indesejada..... 119
Figura 80 - Relação de não uniformidade G2 (Bilitron)..... 119
Figura 81 - Escala IUV do nível de exposição à radiação solar..... 122

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Níveis de exposição ocupacional (ambiente controlado) 24
Tabela 2 - Níveis de exposição pública (ambiente não controlado) 24
Tabela 3 - Comparação das diferentes grandezas radiométricas. 26
Tabela 4 - Comparação entre grandezas radiométricas e fotométricas. 28
Tabela 5 - Exemplos de LASERs sólido, líquido e gasoso. 39
Tabela 6 - Propriedades dielétricas de tecidos biológicos. 44
Tabela 7 - Efeitos Biológicos da Radiação LASER 46
Tabela 8 - Profundidade de penetração do ultra-som. 48
Tabela 9 - Índices de refração para diferentes luzes monocromáticas 53
Tabela 10 - Distâncias de mapeamento dos quatro planos perpendiculares 58
Tabela 11 - Potência aplicada e temperatura no dispositivo de medição. 74
Tabela 12 - Calibração da giga de ensaio de ondas curtas 76
Tabela 13 - Características dos transdutores de ultra-som ensaiados 78
Tabela 14 - Valores experimentais para o transdutor de ultra-som de 1MHz 84
Tabela 15 - Valores experimentais para o transdutor de ultra-som de 3MHz 85
Tabela 16 - Valores da potência medida do equipamento TMW001 94
Tabela 17 - Potência medida corrigida em -31dB no equipamento. 95
Tabela 18 - Sensores de potência para LASERs contínuos. 100
Tabela 19 - Sensores de energia para LASERs contínuos. 100
Tabela 20 - Sensores LASERs para energia pulsada. 100
Tabela 21 - Valores adquiridos de medição de potência LASER 103
Tabela 22 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Octofoto). 120
Tabela 23 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Bilispot).....120
Tabela 24 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Bilitron) 120
Tabela 25 - Relação de uniformidade da irradiância G2 121
Tabela 26 - Valores de radiação indesejada.....121

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 5

1.1 APRESENTAÇÃO 5

1.2 OBJETIVOS 6

1.3 JUSTIFICATIVAS 7

2 FENÔMENOS ONDULATÓRIOS E APLICAÇÕES NA ÁREA BIOMÉDICA . 8

2.1 INTRODUÇÃO AOS FENÔMENOS ONDULATÓRIOS 8

2.2 FENÔMENOS ONDULATÓRIOS 8

2.2.1 Classificação das ondas 9

2.2.1.1 Natureza das ondas 9

2.2.1.2 Direção de propagação 12

2.2.1.3 Direção de vibração 13

2.2.2 Propriedades das ondas 14

2.2.2.1 Amplitude e intensidade de uma onda 14

2.2.2.2 Período e freqüência 15

2.2.2.3 Comprimento de onda 15

2.2.2.4 Velocidade de propagação da onda 15

2.2.3 Relações entre propriedades das ondas 16

2.2.4 Características dos fenômenos ondulatórios 16

2.2.4.1 Reflexão 16

2.2.4.2 Refração 16

2.2.4.3 Difração 18

2.2.4.4 Interferência 19

2.2.4.5 Polarização 20

2.2.4.6 Efeito Doppler 21

2.3 RADIAÇÃO 21

2.3.1 Limites de exposição a radiações não-ionizantes 23

2.3.2 Grandezas físicas, unidades e terminologia em radiação não-ionizante .. 25

2.3.2.1 Grandezas radiométricas 26

2.3.2.2 Grandezas fotométricas 28

2.3.2.3 Grandezas dosimétricas. 29

2.4 PRINCÍPIOS FÍSICOS E GERAÇÃO DE FENÔMENOS ONDULATÓRIOS 32

2.4.1 Geração de ondas eletromagnéticas 32

2.4.2 Geração de ondas curtas 33
2.4.3 Geração de microondas 33
2.4.4 Princípios físicos da geração de luz 34
2.4.5 Geração da luz LASER 36
2.4.6 Geração de ondas mecânicas e ultra-som 39
2.5 APLICAÇÕES BIOMÉDICAS DE FENÔMENOS ONDULATÓRIOS 42
2.5.1 Aplicações das ondas eletromagnéticas em terapia 44
2.5.2 Aplicações da luz e do LASER em terapia (fototerapia) 45
2.5.3 Aplicações do ultra-som em terapia 47
2.6 MÉTODOS DE MEDIÇÃO DOS FENÔMENOS ONDULATÓRIOS 49
2.6.1 Métodos de medição de ondas eletromagnéticas 49
2.6.2 Métodos de medição de luz e LASER 52
2.6.3 Métodos de medição de ultra-som 56
3 MATERIAIS E MÉTODOS 63
3.1 EQUIPAMENTOS AVALIADOS 64
3.1.1 Equipamento de terapia por ondas curtas 65
3.1.2 Equipamento de terapia por microondas 66
3.1.3 Equipamento de fototerapia. 66
3.1.4 Equipamento de terapia LASER 67
3.1.5 Equipamento de terapia por ultra-som 68
4 RESULTADOS 69
4.1 EQUIPAMENTO DE TERAPIA POR ONDAS CURTAS 69
4.1.1 Prescrição da Norma Técnica 69
4.1.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado 71
4.1.3 Processo de medição 71
4.1.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição 72
4.1.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s) 72
4.1.6 Arranjos experimentais 72
4.1.7 Resultados das medições 74
4.1.8 Análise dos resultados das medições 77
4.2 EQUIPAMENTO DE TERAPIA POR ULTRA-SOM 78
4.2.1 Prescrição da Norma Técnica 78
4.2.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado 78

4.2.3 Processo de medição 79
4.2.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição 80
4.2.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s) 82
4.2.6 Arranjos experimentais 83
4.2.7 Resultados das medições 84
4.2.8 Análise dos resultados das medições 88
4.3 EQUIPAMENTO DE TERAPIA POR MICROONDAS 89
4.3.1 Prescrição da Norma Técnica 89
4.3.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado 90
4.3.3 Processo de medição 90
4.3.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição 91
4.3.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s) 92
4.3.6 Arranjos experimentais 92
4.3.7 Resultados das medições 93
4.3.8 Análise dos resultados das medições 97
4.4 EQUIPAMENTO DE LASER PARA TERAPIA 98
4.4.1 Prescrição da Norma Técnica 98
4.4.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado 98
4.4.3 Processo de medição 99
4.4.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição 99
4.4.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s) 101
4.4.6 Arranjos experimentais 101
4.4.7 Resultados das medições 102
4.4.7.1 Comparação Interlaboratorial de medição de potência LASER 103
4.4.8 Análise dos resultados das medições 105
4.5 EQUIPAMENTO DE FOTOTERAPIA 106
4.5.1 Prescrição da Norma Técnica 106
4.5.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado 106
4.5.3 Processo de medição 107
4.5.4 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s) 109
4.5.5 Arranjos experimentais 110
4.5.6 Resultados das medições 111
4.5.7 Análise dos resultados das medições 120
5 CONCLUSÕES 123

5.1 CONCLUSÕES DO EXPERIMENTO COM ONDAS CURTAS 125
5.2 CONCLUSÕES DO EXPERIMENTO COM MICROONDAS.....126
5.3 CONCLUSÕES DO EXPERIMENTO COM FOTOTERAPIA 126
5.4 CONCLUSÕES DO EXPERIMENTO COM LASER 127
5.5 CONCLUSÕES DO EXPERIMENTO COM ULTRA-SOM PARA TERAPIA 127
REFERÊNCIAS.....129

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação

A pesquisa consistiu, basicamente, tanto na avaliação da instrumentação como na realização de ensaios e elaboração das documentações necessárias para ensaiar equipamentos eletromédicos cujos princípios de funcionamento envolvem fenômenos ondulatórios. Esses instrumentos e os documentos gerados nesta pesquisa serão utilizados na Divisão de Ensaios e Calibração do Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (DEC-LEB/EPUSP), um Laboratório de Ensaios de equipamentos eletromédicos acreditado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) para auxiliar na avaliação desses equipamentos de acordo com as exigências do Sistema Brasileiro de Avaliação de Conformidade.

Para se escolher de forma correta os instrumentos de medição foram realizados estudos dos princípios físicos que estão envolvidos na geração, transmissão e detecção das ondas eletromagnéticas e das ondas mecânicas provenientes desses equipamentos eletromédicos. A adequação das características dos instrumentos de medição pesquisados com as necessidades prescritas em Normas Técnicas foi verificada, para se decidir qual o melhor instrumento a ser adquirido e usado na DEC-LEB/EPUSP.

Ao receber os instrumentos de medição foi verificado o seu correto funcionamento e aprendido através dos manuais de operação e de utilização todos os recursos disponíveis para se conhecer as facilidades e limitações de cada um.

A partir do conhecimento adquirido na utilização destes instrumentos de medição foram desenvolvidos métodos e processos de ensaio, validados procedimentos técnicos e elaborados os respectivos manuais de ensaios para a avaliação de equipamentos eletromédicos segundo as prescrições das Normas Técnicas das séries NBR IEC 60601 e IEC 60601.

Equipamentos eletromédicos de ondas curtas, microondas, luz LASER, fototerapia e ultra-som para tratamento médico foram então ensaiados para validar os métodos, processos e documentação desenvolvidos.

Esta monografia inclui inicialmente uma descrição dos fenômenos ondulatórios, apresentando também as suas aplicações no tratamento médico de seres humanos.

O texto inclui ainda os efeitos das interações das ondas eletromagnéticas e mecânicas com a matéria, assim como indica os limites permitidos de exposição que não causam danos permanentes às pessoas que utilizam a radiação não-ionizante e as ondas mecânicas produzida por esses tipos de fenômenos.

Posteriormente, apresenta a metodologia e o material utilizado na pesquisa, seus resultados, com as respectivas análises, e conclusões finais.

1.2 Objetivos

O objetivo do trabalho foi inicialmente pesquisar alternativas, avaliar, adquirir e ensaiar instrumentos de medição necessários para a avaliação de equipamentos eletromédicos que tem como princípio de funcionamento fenômenos ondulatórios.

Posteriormente, foram determinados os métodos e os processos de medição adequados para realizar as medições necessárias. A documentação correspondente, incluindo validação de procedimentos técnicos e manuais de ensaios, também foi elaborada.

Finalmente os instrumentos de medição adquiridos, gigas de ensaios construídas e equipamentos comerciais sob ensaio foram utilizados para avaliar-se equipamentos eletromédicos segundo a série de Normas Técnicas NBR IEC 60601, incluindo equipamentos que emitem ondas-curtas, microondas, luz LASER, luz para fototerapia e ultra-som para tratamento médico.

1.3 Justificativas

A DEC/LEB-EPUSP possui acreditação do INMETRO para a realização de ensaios de conformidade de equipamentos eletromédicos de acordo com as séries de Normas Técnicas NBR IEC 60601 e IEC 60601.

Para a capacitação plena de ensaios exigidos pelas Normas das séries IEC 60601 e NBR IEC 60601, a DEC/LEB-EPUSP necessita da aquisição e utilização de instrumentos de medição, construção de gigas e elaboração de documentação completa, de acordo com o Sistema de Qualidade deste Laboratório, para a avaliação de equipamentos que emitem ondas-curtas, microondas, luz LASER, luz para fototerapia e ultra-som para tratamento médico. Esta pesquisa contribuiu para essa finalidade.

2 FENÔMENOS ONDULATÓRIOS E APLICAÇÕES NA ÁREA BIOMÉDICA

2.1 Introdução aos fenômenos ondulatórios

Este capítulo apresenta inicialmente uma introdução aos fenômenos ondulatórios, a classificação das ondas eletromagnéticas e mecânicas e os princípios físicos envolvidos nas respectivas gerações, transmissões e detecções.

As propriedades das ondas, as grandezas físicas utilizadas para mensurá-las e os princípios físicos utilizados pelos instrumentos de medições para medir estas grandezas também são apresentados.

Uma descrição das aplicações comumente utilizadas dos fenômenos ondulatórios em terapia na área médica, descrevendo-se também quais são os limites considerados seguros para a exposição do paciente aos campos eletromagnéticos e acústicos, bem como os limites de exposições indesejadas para pessoas próximas ao equipamento médico é posteriormente incluída. Por último, são descritos os métodos de medição normalmente utilizados para se mensurar os fenômenos ondulatórios.

As informações apresentadas nas seções 2.2 a 2.5 deste capítulo podem ser encontradas em diversos livros de fundamentos de Física[1,2,3].

2.2 Fenômenos ondulatórios

Fenômenos muito diferentes entre si, como o som, a luz, os sinais de rádio e os terremotos, têm em comum a característica de serem ondas. De fato, costuma-se falar em ondas sonoras, ondas luminosas, ondas de rádio e ondas sísmicas. O conceito de onda é bastante abrangente, pois é utilizado em todos os campos da Física.

Fisicamente, uma onda é um pulso energético que se propaga através do espaço[4], podendo ser descrita como um processo de transferência de energia.

> Num sentido bastante amplo, uma onda é qualquer sinal que se transmite de um ponto a outro de um meio com velocidade definida. Em geral, fala-se de uma onda quando a transmissão do sinal entre dois pontos distantes ocorre sem que haja transporte direto de matéria de um desses pontos ao outro. (Nussenzveig, 1990, p.154, grifo do autor)[3].

2.2.1 Classificação das ondas

As ondas podem ser classificadas quanto à sua natureza, direção de propagação e direção de vibração.

2.2.1.1 Natureza das ondas

A natureza da onda é uma forma de classificação quanto à maneira de se produzir a onda. As ondas são produzidas principalmente de duas maneiras: mecanicamente ou eletromagneticamente.

Existe outro tipo de onda, associada às oscilações das partículas elementares como os elétrons, prótons e outras partículas fundamentais, chamada de ondas de matéria, além das ondas gravitacionais, que não são de interesse neste trabalho.

2.2.1.1.1 Onda eletromagnética

A Lei de Ampère enuncia que um campo elétrico variável no tempo produz um campo magnético e a Lei de indução de Faraday enuncia que um campo magnético variável no tempo produz um campo elétrico.

As ondas eletromagnéticas são constituídas por dois campos perpendiculares variáveis, um elétrico e outro magnético, que se propagam como representados na Figura 1.

Um campo elétrico variável $\vec{E}$ irá gerar um campo magnético $\vec{H}$, que será também variável. Por sua vez, esse campo magnético irá gerar um campo elétrico. E assim por diante. Cada campo varia e gera o outro campo que, por ser variável, gera o outro campo, sendo criada uma perturbação eletromagnética que se propaga através do espaço, constituída pelos dois campos em recíprocas induções[5].

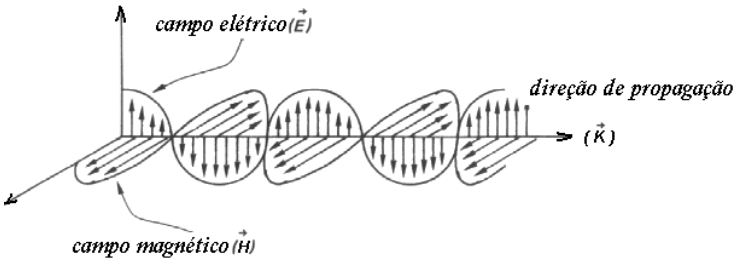


Figura 1 - Representação de uma onda eletromagnética (fonte: http://www.fisica.net/einsteinjr/8/index.html)

As ondas eletromagnéticas são geradas por oscilações de cargas elétricas e se propagam até mesmo no vácuo. Como exemplos, pode-se citar a luz, as ondas de rádio, as microondas e os raios-X.

Essa propagação pode ocorrer em qualquer material, até mesmo em materiais ditos isolantes, chamados de dielétricos. Todos materiais possuem permeabilidade magnética e permissividade elétrica. Permeabilidade magnética é o grau de magnetização de um material em resposta a um campo magnético e permissividade elétrica é uma propriedade que quantifica a facilidade com que o dielétrico permite o estabelecimento de linhas de campo elétrico em seu interior.

A velocidade de propagação de uma onda eletromagnética, no vácuo, é dada pela eq.(1):

$$c = \sqrt{\frac{1}{\varepsilon_0 \cdot \mu_0}} \qquad (1)$$

onde ε_0 é a permissividade elétrica do vácuo

μ_0 é a permeabilidade magnética do vácuo.

Substituindo-se os valores de $\varepsilon_0 = 8{,}85.10^{-12}\, F/m$ e $\mu_0 = 1{,}26.10^{-6}\, H/m$[2] encontra-se a velocidade de $c \approx 3 \cdot 10^8\, m/s$, que é igual a velocidade da luz. Maxwell

se baseou nesse resultado para afirmar que a luz também é uma onda eletromagnética. Os demais meios dielétricos possuem uma velocidade de propagação menor que a do vácuo.

Os nomes associados às ondas eletromagnéticas, visto que são todas da mesma natureza, são dados de acordo com a fonte geradora dessas ondas e correspondem a diferentes comprimentos de ondas (λ), que é uma característica da onda que será explicada mais adiante.

O espectro eletromagnético pode então ser dividido em várias faixas ou intervalos espectrais de acordo com o comprimento de onda, como pode ser visto na Figura 2.[6]

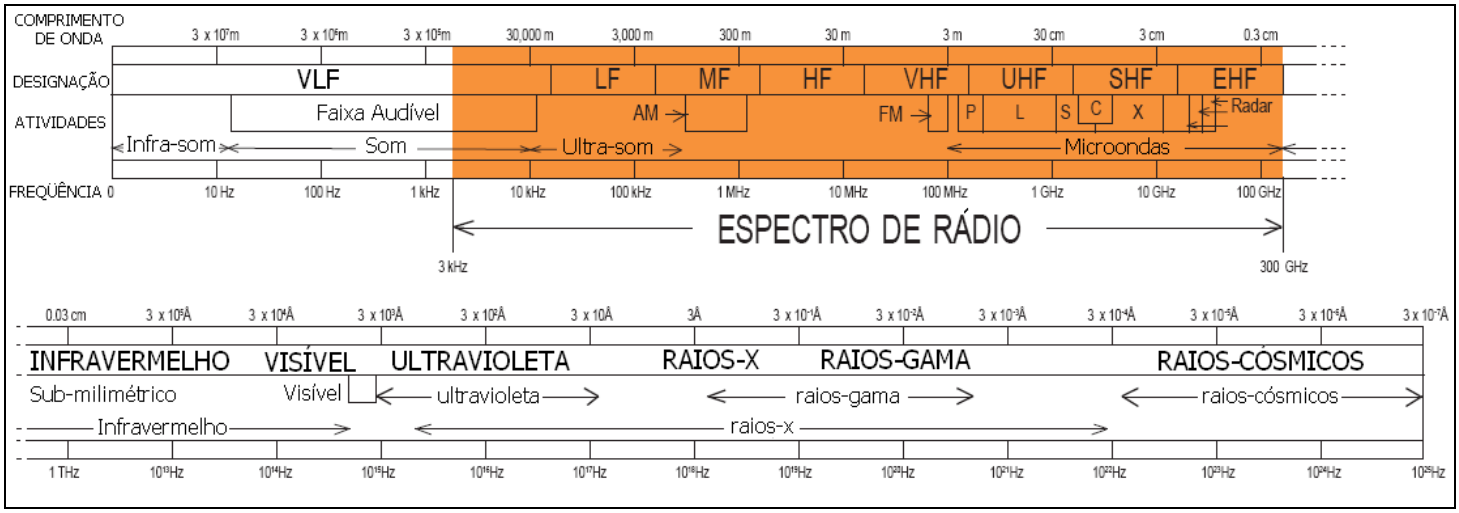


Figura 2 – Espectro das ondas eletromagnéticas e mecânicas.
(adaptado de Frequency Allocation Chart - FCC*)

2.2.1.1.2 Onda mecânica

Onda mecânica é um distúrbio se propagando através da transferência de energia de uma partícula do meio para outra sem causar um deslocamento permanente do próprio meio. O fenômeno que acontece quando esse tipo de onda mecânica se propaga, na visão microscópica, é a transmissão de energia vibracional, quando as moléculas do meio sofrem "perturbações" que se espalham tridimensionalmente.

Exemplos destes tipos de ondas são os terremotos e as ondas acústicas como visto na Figura 3.

---

* FCC - Federal Communications Commission, agência americana de telecomunicações.

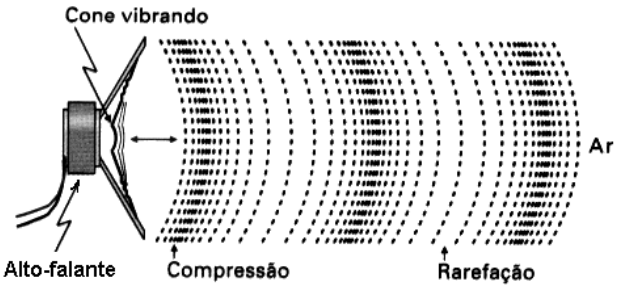


Figura 3 - Representação de uma onda sonora.
(fonte: http://www.fisica.net/einsteinjr/8/index.html)

O processo dinâmico de propagação dessa onda sonora pode ser sintetizado no seguinte ciclo: o deslocamento de ar provocado pelo cone do alto-falante muda a densidade do ar na camada adjacente (condensação ou rarefação), o que ocasiona uma mudança de pressão (compressão ou descompressão). Por sua vez, a variação de pressão produz o deslocamento da camada de ar contígua, e assim por diante.[3]

As ondas mecânicas precisam de um meio para se propagar, sendo assim impossível sua propagação no vácuo.

2.2.1.2 Direção de propagação

A direção de propagação da onda define para onde a perturbação está se movendo dentro do meio. Como exemplo, a direção de propagação $(\vec{K})$ da onda eletromagnética representada na Figura 1 é perpendicular aos campos elétrico $(\vec{E})$ e magnético $(\vec{H})$ e indica o sentido do movimento da onda eletromagnética no espaço.

A direção de propagação é uma propriedade relacionada com a dimensão em que o pulso de energia da onda se movimenta, ou seja:

- as ondas unidimensionais se propagam em uma única direção, sendo possível utilizar uma única coordenada, e o tempo, para se descrever matematicamente a propagação da perturbação. Por exemplo, as ondas geradas em uma corda.

- as ondas bidimensionais necessitam de duas coordenadas, mais o tempo, para efetuar sua descrição matemática. Podem ser chamadas de ondas planas. Como exemplo têm-se as ondas geradas na água.
- as ondas tridimensionais exigem um sistema de três coordenadas e o tempo para sua descrição matemática. Podem ser chamadas de ondas esféricas. Como exemplo têm-se a propagação da luz.

2.2.1.3 Direção de vibração

A direção de vibração da onda define como a onda perturba o meio, em relação à direção de propagação.

Quanto à direção de vibração as ondas podem ser classificadas em transversais, longitudinais ou mistas.

Quando a direção de vibração do meio é perpendicular à direção de propagação da onda, a onda é classificada como transversal. Por exemplo têm-se as ondas produzidas em uma corda.

Quando a direção de vibração do meio é paralela à direção de propagação da onda, a onda é classificada como longitudinal. Como exemplo, as ondas se propagando em uma mola ou o som.

As ondas mistas são uma combinação dos dois modos anteriores, tendo como exemplo as ondas sísmicas (terremotos).

Na Figura 4 a oscilação entre a depressão (vale) e o pico (crista) representa uma onda transversal, tal como as ondas em uma corda. A onda longitudinal é representada pela compressão e rarefação do meio, tal como as ondas sonoras.

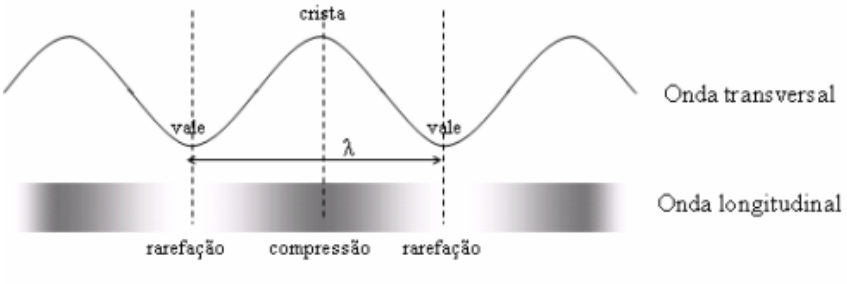


Figura 4 - Representação de ondas transversais e longitudinais.
(fonte: http://davinci.if.ufrgs.br/wiki/index.php/Imagem:Migui3.png)

2.2.2 Propriedades das ondas

Todas as ondas podem ser caracterizadas pela velocidade que se propagam e por sua amplitude, que está relacionada com a energia que a onda transporta. As ondas periódicas correspondem a uma perturbação do meio que se repete periodicamente no tempo e no espaço. No caso dessas ondas repetitivas pode-se caracterizar o período de repetição, o comprimento de onda e a freqüência de repetição.

2.2.2.1 Amplitude e intensidade de uma onda

A amplitude (*A*) da onda é uma medida do valor máximo do distúrbio produzido no meio durante sua passagem e está relacionada com a energia que a onda transporta. As ondas em uma corda têm sua amplitude expressa por uma distância, metro [m], as ondas de som pela pressão, Pascal [Pa] e as ondas eletromagnéticas pela amplitude do campo elétrico, Volt por metro [V/m].[4]

A intensidade (I) de uma onda qualquer é definida como a quantidade de energia que atravessa, por unidade de tempo, uma superfície de área unitária perpendicular à direção de propagação da onda.

Quanto maior a amplitude, mais energia a onda estará transportando e maior a sua intensidade.

No caso das ondas eletromagnéticas, a energia se alterna entre o campo elétrico e o campo magnético e a intensidade é dada pelo módulo do vetor de Poynting $(\vec{S})$ definido pela eq.(2):

$$\vec{S} = \vec{E} \times \vec{H} \tag{2}$$

onde $(\vec{E})$ é o campo elétrico

$(\vec{H})$ é o campo magnético

2.2.2.2 Período e freqüência

Período (T) é o tempo necessário, medido em segundos, para que a onda complete uma oscilação.

Freqüência (f) é a quantidade de oscilações na unidade de tempo, sendo a unidade no Sistema Internacional de Unidades (SI) o hertz [Hz]. O período e a freqüência se relacionam como grandezas inversas, de acordo com a eq.(3):

$$f = \frac{1}{T} \tag{3}$$

2.2.2.3 Comprimento de onda

O comprimento de onda (λ) corresponde à distância entre dois pontos consecutivos em que a oscilação se completa. É representado pela letra grega λ (lambda), e no SI a sua unidade é o metro.

2.2.2.4 Velocidade de propagação da onda

A velocidade $(\vec{v})$ de propagação da onda é a distância percorrida pela onda na unidade de tempo.

A velocidade de propagação depende do meio no qual a onda está se propagando e da sua natureza transversal ou longitudinal.

Os meios em que a velocidade de onda depende do comprimento de onda são conhecidos como meios dispersivos. Um exemplo bem conhecido é a dispersão da luz branca num prisma. Este efeito é devido precisamente pelo fato da velocidade de propagação da luz no vidro ser diferente para cada comprimento de onda.

Nos meios não dispersivos as ondas se propagam com velocidade constante. Por exemplo, as ondas eletromagnéticas se propagam no vácuo com a velocidade da luz, que é da ordem de 3.10^8 m/s.

2.2.2.5 Relações entre as propriedades das ondas

A propagação destas ondas é caracterizada pelo período, freqüência, comprimento de onda e a velocidade de propagação, os quais estão relacionados pelas eq.(4) e eq.(5):

$$v = \frac{\lambda}{T} \quad \text{ou} \tag{4}$$

$$v = \lambda . f \tag{5}$$

2.2.3 Características dos fenômenos ondulatórios

2.2.3.1 Reflexão

A reflexão é o fenômeno pelo qual as ondas ao atingirem uma superfície chamada refletora colidem, mudam de direção e retornam para o mesmo meio por onde se propagavam sem perda considerável de energia. O ângulo de reflexão é igual ao ângulo de incidência tomado em relação à reta normal à superfície no ponto de incidência.

A reflexão regular é a reflexão que ocorre numa superfície lisa e polida, como por exemplo nos espelhos.

A reflexão difusa é a reflexão que ocorre numa superfície irregular. Nesta reflexão os raios espalham-se desordenadamente em todas as direções.

2.2.3.2 Refração

Quando uma onda que está se propagando em um meio e atinge uma interface com um segundo meio em que a velocidade de propagação é diferente, ela penetra no novo meio sofrendo um desvio na direção de propagação. Esta mudança de direção de propagação da onda, ao passar de um meio para outro, caracteriza o fenômeno de refração. Qualquer que seja o tipo de onda, sua freqüência não se altera na refração. Devido à mudança da velocidade modifica-se o comprimento de onda.

Para as ondas eletromagnéticas associa-se ao meio uma característica traduzida pelo seu índice de refração.

Índice de refração absoluto (n) é uma relação entre a velocidade da luz no vácuo e a velocidade da luz em um determinado meio. Em meios com índices de refração mais baixos (próximos a 1) a luz tem velocidade maior (ou seja, próximo a velocidade da luz no vácuo). A relação pode ser descrita pela eq.(6):

$$n = \frac{c}{v} \tag{6}$$

onde: c é a velocidade da luz no vácuo, aproximadamente $3 \cdot 10^8\ m/s$.
v é a velocidade da onda no meio de sua propagação.

A lei que relaciona os ângulos de incidência e refração é chamada de Lei de Snell-Descartes, descrita pela eq.(7) e representada na Figura 4.

$$\frac{sin(\theta_1)}{sin(\theta_2)} = n_{21} = \frac{n_2}{n_1} \tag{7}$$

onde: θ_1 é o ângulo que o raio incidente faz com a normal (N).
θ_2 é o ângulo que o raio refratado faz com a normal (N).
n_{21} é o índice de refração relativo.
n_1 é o índice de refração do meio 2.
n_2 é o índice de refração do meio 2.

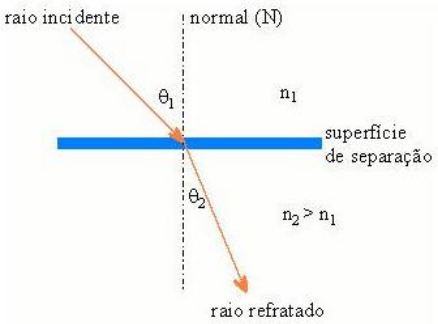


Figura 5 - Representação da Lei de Snell-Descartes.

Para as ondas mecânicas, o meio é caracterizado pela sua impedância característica dada pela eq.(8):

$$Z_{meio} = \delta_{meio} \times v_{meio} \tag{8}$$

onde Z_{meio} é a impedância do meio
δ_{meio} é sua densidade e
v_{meio} a velocidade de propagação da onda nesse meio.

A unidade da impedância no SI é o rayls (kg/m^{2}s), em homenagem a John William Strutt (Lord Rayleigh). Entretanto, para a homogeneização com a eq.(8), pode-se introduzir o conceito de índice de refração de um meio para o som, fazendo-se $n_{meio} = \delta_{meio} / Z_{meio}$, que é o inverso da velocidade de propagação no meio.

Pode-se observar comportamentos diferentes entre a luz e o som pelas comparações apresentadas na Figura 6.

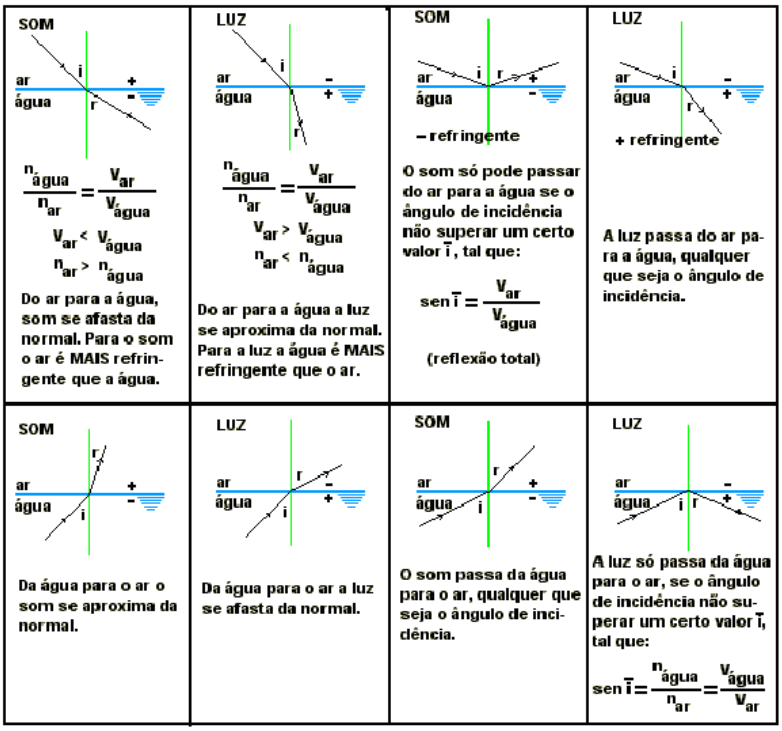


Figura 6 - Comparação entre a refração do som e a refração da luz (fonte: http://www.feiradeciencias.com.br/sala10/10_T02.asp)

2.2.3.3 Difração

Uma onda ao passar por um orifício ou contornar um obstáculo que possui uma dimensão com a mesma ordem de grandeza de seu comprimento de onda modifica sua direção de propagação ou contorna esse obstáculo. Esse fenômeno denomina-se difração e é representado na Figura 7.

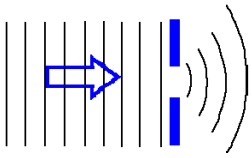


Figura 7 - Difração por uma fenda

A difração acontece facilmente nas ondas sonoras, pois são ondas com comprimentos de onda grandes (variam de 2cm a 20m). Por esse motivo, consegue-se ouvir alguém falar mesmo que não se possa ver a pessoa, pois as ondas sonoras contornam as superfícies.

O desvio na trajetória da onda, causado pela difração, depende diretamente do seu comprimento de onda. Uma aplicação deste fenômeno é a separação da ondas luminosas geradas por fontes policromáticas em seus vários comprimentos de onda monocromáticos.

2.2.3.4 Interferência

A interferência é o fenômeno de superposição de duas ou mais ondas num mesmo ponto do espaço. Esta superposição pode ter uma característica de aniquilação, quando as fases não são as mesmas (interferência destrutiva) ou pode ter uma característica de reforço quando as fases combinam (interferência construtiva). Duas ondas estão em fase quando seus picos ou vales se encontram.

A Figura 8 apresenta uma onda plana que incide sobre uma dupla fenda e sofre difração em cada uma delas. As duas novas frentes de onda criadas se interferem e podem ser vistas na projeção de um anteparo.

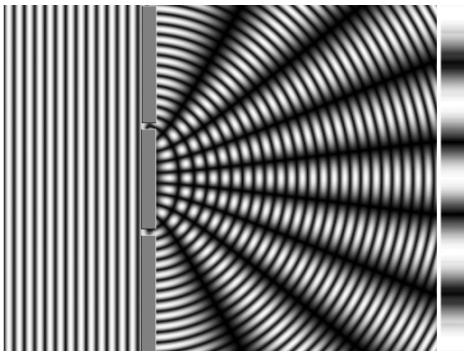


Figura 8 - Interferência de uma onda plana ao atravessar uma dupla fenda.

As regiões claras são aquelas atingidas pelas duplas cristas e duplos vales, ou seja, regiões onde as ondas interferem construtivamente. As regiões escuras correspondem a regiões atingidas por uma crista e um vale, ou seja, regiões onde as ondas se interferem destrutivamente.

2.2.3.5 Polarização

A polarização é uma propriedade das ondas transversais. Como o som é uma onda longitudinal ele não pode ser polarizado. A polarização ocorre com as ondas eletromagnéticas, por exemplo, com a luz.

A polarização de uma onda eletromagnética é definida pelo plano no qual se encontra a componente elétrica desta onda.[7]

A polarização indica a variação da direção do vetor campo elétrico com o decorrer do tempo.

Toda onda eletromagnética é composta por dois campos, o elétrico e o magnético, sempre situados em planos ortogonais (90°) e variando em fase (0°), como representado na Figura 9. Estes campos se propagam em qualquer material isolante (dielétrico) com uma correspondente velocidade de propagação, cujo vetor está a 90 graus dos vetores campo elétrico e magnético. No vácuo, esta velocidade é a da luz.

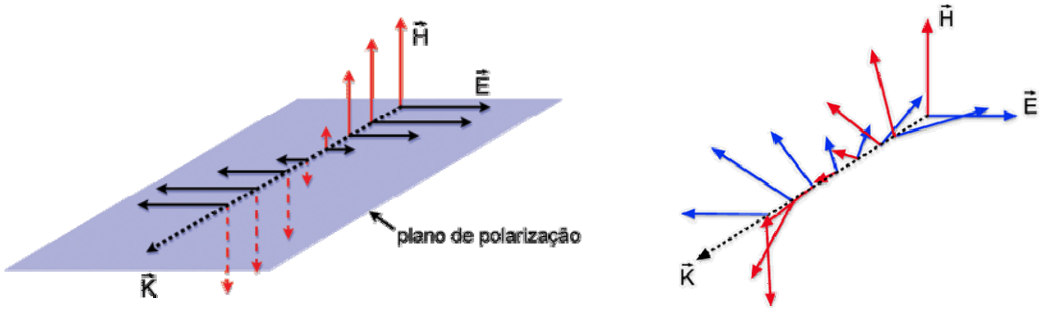


Figura 9 - Polarização linear e polarização elíptica
(fonte: http://efisica.if.usp.br/otica/universitario/polarizacao/linear)

Se a propagação do campo elétrico se mantiver em um plano, a onda eletromagnética é chamada de linearmente polarizada. Se o campo elétrico girar enquanto se propaga, a polarização é chamada elíptica.

A luz natural é não polarizada, o que significa que se pudéssemos olhar de frente um raio de luz veríamos o vetor elétrico vibrando aleatoriamente em todas as direções perpendiculares ao raio.

2.2.3.6 Efeito Doppler

O efeito Doppler é uma característica observada nas ondas quando emitidas ou refletidas por um objeto que está em movimento em relação ao observador.

O comprimento de onda observado é maior ou menor conforme a fonte se afasta ou se aproxima do observador. No caso de aproximação, a freqüência aparente da onda recebida pelo observador fica maior do que a freqüência emitida. Ao contrário, no caso de afastamento, a freqüência aparente diminui[8].

O efeito Doppler, ilustrado na Figura 10, permite a medição da velocidade de objetos através da reflexão de ondas emitidas por partes do próprio instrumento de medição, que podem ser radares, baseados em radiofreqüência, ou instrumentos a LASER que utilizam freqüências na faixa luminosa.

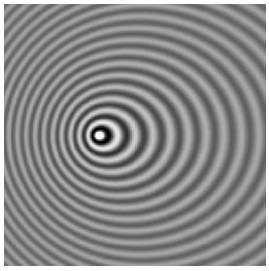


Figura 10 - Ondas sonoras emitidas por um objeto em movimento (fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/Efeito_Doppler)

2.3 Radiação

Define-se como radiação a emissão ou propagação de energia na forma de onda eletromagnética ou fóton. Fóton é a partícula elementar mediadora da força eletromagnética na teoria quântica[9]. Segundo esta teoria, a energia é transferida em pacotes discretos denominados *quanta**. A energia (U) de um fóton (*quantum*) está relacionada com seu comprimento de onda (λ) ou sua freqüência de oscilação (υ) por meio da eq.(9):

$$U = \frac{hc}{\lambda} = h\upsilon \tag{9}$$

onde h é a constante de Planck (h= 6,626x10^{-34} [J.s])
c é a velocidade da luz no vácuo (c=2,998x10^{8} [m/s]).

* Q*uantum* é o singular da palavra *quanta* no idioma Latim e significa quantidade.

As energias associadas às ondas eletromagnéticas e às ondas mecânicas serão vistas na seção 2.3.2, relativa a grandezas físicas, unidades e terminologia.

Alguns termos são muito importantes na área da Física das Radiações, sobressaindo-se os seguintes [10]:

Radiação

forma de transferência de energia através da propagação de ondas eletromagnéticas ou fótons.

Radiância

quociente entre a intensidade de radiação observada num certo elemento de superfície, numa dada direção, e a área da projeção ortogonal deste elemento de superfície num plano perpendicular àquela direção [unidade SI: $W.m^{-2}.sr^{-1}$]. Este termo é freqüentemente referido como intensidade específica em textos de Astronomia.

Radiômetro

designação genérica, freqüentemente aplicada aos mais diversos tipos de instrumentos concebidos para medir quantidades de energia radiante, sem qualquer especificação no que diz respeito à energia radiométrica objeto da medição.

Irradiância

fluxo radiante que atravessa uma superfície, por unidade de área desta [unidade SI : $W.m^{-2}$].

Irradiação

quantidade de energia radiante que atravessa uma superfície durante um certo intervalo de tempo, por unidade de área dessa superfície. É numericamente igual à integração da irradiância ao longo do intervalo de tempo em questão [unidade SI : $J.m^{-2}$].

Fluxo radiante ou **potência radiante**

quantidade de energia radiante por unidade de tempo que atravessa uma superfície [unidade SI : $J.s^{-1} = W$].

Intensidade de radiação

grandeza radiométrica que indica o quociente entre o fluxo radiante associado a um dado feixe, num dado ponto do espaço, e o ângulo sólido correspondente à origem e ao destino deste fluxo [unidade SI : $W.sr^{-1}$].

A radiação é dita ionizante quando sua energia é tanto suficiente para arrancar elétrons dos átomos do meio sobre o qual incide como conferir-lhes energia cinética (ionização). Uma radiação ionizante pode danificar nossas células e afetar o material genético, causando doenças graves (por exemplo, câncer), levando até a morte.

A radiação eletromagnética ultravioleta mais energética é ionizante. Partículas como os elétrons e os prótons que possuam altas energias também são ionizantes. São exemplos de radiação ionizante as partículas alfa, partículas beta (elétrons e pósitrons), raios gama, raios-x e nêutrons. Uma radiação eletromagnética é não-ionizante se o seu comprimento de onda exceder 100nm, o que é equivalente a uma energia menor do que 12eV [11].

A radiação não-ionizante não tem energia suficiente para provocar ionização, mas consegue passar os elétrons dos átomos para um nível energético superior, deixando-os em estado ativado (excitação). Existem situações em que a energia é muito baixa e apenas aumenta a velocidade de rotação, translação ou de vibração das moléculas do meio. Exemplo destas situações são as ondas mecânicas, incluindo o som audível e o ultra-som, que são considerados radiações não-ionizantes.

2.3.1 Limites de exposição a radiações não-ionizantes

Um histórico sobre os limites de exposição a radiações não-ionizantes pode ser visto no relatório final do grupo técnico de trabalho do Centro de Vigilância Sanitária do Estado de São Paulo.[12]

Várias comissões internacionais realizam estudos e fazem revisões sobre a bibliografia existente no meio científico para a publicação de recomendações e orientações sobre os riscos à exposição a radiações não-ionizantes. Para fins de adoção de medidas de controle são especificadas quantidades, chamadas dosimétricas, para quantificar a exposição às radiações. Estas comissões publicam os limites de exposição considerados seguros, por não causarem danos ao ser humano, durante uma interação prolongada ou para interações de curta duração.

Entre as comissões internacionais mais conhecidas, cabe destacar:

- FCC - Federal Communications Commission, United States of America (USA).

- CENELEC - Comité Européen de Normalisation Électrotechnique, da Comunidade Européia.
- ICNIRP - International Commission on Non Ionizing Radiation Protection, órgão independente, cujas diretrizes são recomendadas pela Organização Mundial da Saúde (World Health Organization - WHO).

As recomendações da ICNIRP são as mais aceitas internacionalmente. Foram recentemente adotadas no Brasil pela Resolução No.303 da ANATEL[13] - Agência Nacional de Tele-comunicações, que passou a exigir, de todas as operadoras de serviços de telecomunicações, uma declaração de que suas estações de radiocomunicação atendem aos limites estabelecidos nesta Resolução. Estes limites são equivalentes aos níveis de referência indicados nas diretrizes da ICNIRP.

A questão fundamental não é saber se a exposição à radiação é maléfica, mas saber quais são os limites de exposição a partir dos quais podem existir efeitos nocivos para os seres vivos.

Como exemplo, nas Tabela 1 e Tabela 2 são apresentados os limites máximos recomendados por organismos internacionais para a irradiância na faixa de freqüências das comunicações móveis. Observe-se que os níveis recomendados pela ICNIRP são os mais restritivos.

Tabela 1 - Níveis de exposição ocupacional (ambiente controlado)

freqüência	Campo Elétrico (E)			Campo Magnético (H)			Irradiância		
	V/m			A/m			mW/cm^2		
	ACGIH[1]	FCC	ICNIRP	ACGIH	FCC	ICNIRP	ACGIH	FCC	ICNIRP
10 kHz			610			24,4			
100 kHz	614		610	163		24,4			
1 MHz	614	614	610	16,3	1,63	1,6			
10 MHz	184	184	61	1,63	0,49	0,16			
100 MHz	61,4	61,4	61	0,163	0,163	0,16	1	1	1
1 GHz							3,3	3,3	2,5
10 GHz							10	5	5
100 GHz							10	5	5

(fonte: http://www.abradecel.org.br) [14]

Tabela 2 - Níveis de exposição pública (ambiente não controlado)

freqüência	Campo Elétrico (E)			Campo Magnético (H)			Irradiância		
	V/m			A/m			mW/cm^2		
	FCC	CENELEC	ICNIRP	FCC	CENELEC	ICNIRP	FCC	CENELEC	ICNIRP
10 kHz		400	87		16,8	5			
100 kHz		400	87		7	5			
1 MHz	614	275	87	1,63	0,7	0,7			
10 MHz	82,4	27,5	28	0,22	0,07	0,07			
100 MHz	27,5	27,5	28	0,073	0,07	0,07	0,2	0,2	0,2
1 GHz							0,67	0,5	0,5
10 GHz							1	1	1
100 GHz							1	1	1

(fonte: http://www.abradecel.org.br)[14]

[1] ACGIH – American Conference of Governmental Industrial Hygienists.

Baseando-se nas recomendações das comissões internacionais e artigos científicos pertinentes a cada tipo de radiação produzida pelos equipamentos eletromédicos, associações internacionais e nacionais elaboram Normas Técnicas para a produção e comercialização de equipamentos eletromédicos que possam emitir radiações indesejadas, visando garantir níveis seguros para o operador e limitem a dose máxima de exposição à radiação do paciente. O critério para escolha das grandezas que serão medidas e os valores adotados fica a cargo destas associações. Geralmente são adotadas as recomendações da Organização Mundial da Saúde que apóiam as recomendações da ICNIRP.

Estes valores estão em constante estudo pela comunidade científica. Quando um novo efeito nocivo é confirmado, valores mais restritivos são adotados e revisões das Normas são editadas. O avanço tecnológico na produção dos equipamentos tem sido muito rápido e as pesquisas (especialmente em áreas biomédicas) são naturalmente lentas. Então ocorre uma perigosa defasagem entre a utilização da tecnologia e a garantia de sua segurança à saúde.

Entre as instituições que editam estas Normas Técnicas, cabe destacar:

- ANSI – American National Standards Institute;
- ISO - International Organization for Standardization;
- IEEE - Institute of Electrical and Electronics Engineers;
- IEC – International Electrotechnical Commission;
- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnica.

A ABNT edita a série de Normas ABNT NBR IEC 60601, que é uma adequação brasileira das Normas IEC relativas a equipamentos eletromédicos.

2.3.2 Grandezas físicas, unidades e terminologia em radiação não-ionizante

O objetivo desta seção é a apresentação de um inventário de grandezas e unidades utilizadas no campo da radiação não-ionizante.

Grandezas físicas são utilizadas para descrever e caracterizar fenômenos físicos de uma maneira quantitativa. As grandezas que são utilizadas para mensurar as fontes e campos de radiação são chamadas de grandezas radiométricas e as

utilizadas para mensurar a interação da radiação com a matéria, assim como as exposições do corpo humano às radiações não-ionizantes, são chamadas de grandezas dosimétricas.

2.3.2.1 Grandezas radiométricas

Na Tabelas 3 apresenta-se uma comparação entre as principais grandezas utilizadas na quantificação das radiações ionizante e não-ionizante. Esta comparação mostra as diferenças existentes na terminologia de quantidades correspondentes aos vários tipos de radiação e fornece uma análise comparativa do "elemento de área dA", que deve ser considerado nas várias definições.

Tabela 3 - Comparação das diferentes grandezas radiométricas. (fonte : ICNIRP,1985)[11]

Tipo de radiação	Energia (J)	Termo genérico: Energia/tempo (W)	Energia/área ($J\ m^{-2}$)	Energia/volume ($J\ m^{-3}$)	Energia/tempo*área ($W\ m^{-2}$)	Energia/tempo*ângulo sólido ($W\ sr^{-1}$)	Energia/tempo*área*ângulo sólido ($W\ m^{-2}\ sr^{-1}$)	Energia/área*ângulo sólido ($J\ m^{-2} sr^{-1}$)
Radiação ionizante	Energia radiante R	Fluxo de energia $\dot{R} = \frac{dR}{dt}$	Fluência de Energia* $\Psi = \frac{dR}{dA}$		Taxa de fluência de Energia Densidade de fluxo de Energia* $\Psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d^2R}{dAdt}$		Radiância de energia** $r = \frac{d\Psi}{d\Omega} = \frac{d^2\Psi}{dtd\Omega} = \frac{d^3R}{dAdtd\Omega}$	
Radiação eletromagnética (radiofreqüência)	Energia radiante Q	Potência radiante, fluxo de energia radiante $P = \frac{dQ}{dt}$		Densidade eletromagnética $w = \frac{dQ}{dV}$	Densidade de potência superficial Densidade de fluxo de Energia* $\Psi = \frac{d^2Q}{dAdt}$	Potência por ângulo sólido $I = \frac{d^2Q}{dtd\Omega}$		
Radiação óptica (grandezas radiométricas)	Energia radiante Q	Potência radiante, fluxo de energia radiante $P = \frac{dQ}{dt}$	Exposição radiante*** $H = \frac{dQ}{dA}$	Densidade de energia radiante $w = \frac{dQ}{dV}$	Taxa de fluência de energia radiante* $\Phi = \frac{d^2Q}{dAdt}$ Exitância radiante*** $M = \frac{d^2Q}{dAdt}$ Irradiância*** $E = \frac{d^2Q}{dAdt}$	Intensidade radiante $I = \frac{d^2Q}{dtd\Omega}$	Radiância*** $L = \frac{d^3Q}{dAdtd\Omega}$	Radiância tempo-integrada** $\Lambda = \frac{d^2Q}{dAd\Omega}$
Ultra-som	Energia Acústica Q	Potência acústica $P = \frac{dQ}{dt}$		Densidade de energia acústica $w = \frac{dQ}{dV}$	Intensidade acústica* $I = \frac{d^2Q}{dAdt}$			

* A área dA é tomada como a seção trasnversal de uma esfera na qual a radiação incide no ponto sobre consideração. ** A área dA é tomada perpencicular a direção de radiação.
*** A normal sobre a área dA forma um ângulo θ com a direção de radiação.

A Tabela 3 contém as grandezas radiométricas e as unidades usadas em várias sub-áreas das radiações não-ionizantes. Oito termos genéricos (energia, energia pelo tempo, energia por área, energia por volume, energia pelo tempo e

ângulo sólido, energia pelo tempo, área e ângulo sólido, e energia por área e ângulo sólido) são considerados para radiação eletromagnética (com ênfase em radiofreqüência), para radiação óptica (incluindo radiação ultravioleta e infravermelha) e para o som (com ênfase no ultra-som). A radiação ionizante foi incluída para demonstrar a similaridade e o grau de padronização neste campo.

As colunas da Tabela 3 estão organizadas de forma crescente de complexidade de relacionamento entre as variáveis tempo, superfície, volume e ângulo sólido.

A quantidade de energia e sua derivada temporal, o fluxo radiante ou potência, (colunas 2 e 3 da Tabela 3), são freqüentemente utilizados para caracterizar a fonte. Para o ultra-som é adicionado o termo acústico à grandeza. O conceito básico e a definição destas grandezas são uniformes para todos os campos da radiação ionizante e não-ionizante. A densidade de energia espacial (energia/volume) e a energia transportada através do espaço (energia/área ou energia/tempo/área) em um dado ponto do espaço sobre um meio são descritas nas colunas 4, 5 e 6 da Tabela 3.

Visto que as grandezas radiométricas são aplicadas a radiações multidirecionais, um grande cuidado deve ser dado na especificação da orientação da superfície emissora ou receptora em relação ao campo de radiação. Na Tabela 3, são utilizadas três maneiras que devem ser cuidadosamente distinguidas:

- Elemento de área perpendicular à direção de radiação, utilizado em grandezas que se referem a feixes unidirecionais ou confinados a um pequeno ângulo sólido, sendo o elemento de área dA considerado perpendicular a esta direção. Área da secção transversal de uma esfera. Utilizada nas definições de fluência de energia e taxa de fluência de energia (radiação ionizante), densidade de potência superficial ou densidade de fluxo de energia (radiação eletromagnética), taxa de fluência de energia radiante (radiação óptica) e intensidade acústica (ultra-som), a superfície de referência é concebida como uma área da secção transversal, dA, de uma pequena esfera em volta do ponto sob consideração. A esfera possui a propriedade de ter sempre a mesma área de secção transversal, independentemente da direção de incidência da radiação. Como as grandezas citadas somam suas contribuições de todas as direções sobre um ponto no espaço, a

independência da área da secção transversal da esfera da direção de incidência significa que tem-se o mesmo peso atribuído a qualquer direção.

- Elemento de área não perpendicular à radiação. Em exposições com radiações ópticas, a profundidade de penetração na matéria é geralmente pequena. Conseqüentemente, o grau de efeito biológico é freqüentemente determinado pelo total de energia radiante incidente sobre determinada área superficial, cuja normal pode formar qualquer ângulo em relação à radiação.

O termo genérico "energia por área" é utilizado em dois casos:

- a quantidade de energia que atravessa a secção transversal de uma pequena esfera unitária.
- a quantidade de energia que atravessa a área unitária da superfície incidente.

2.3.2.2 Grandezas fotométricas

A Tabela 4 faz uma comparação entre grandezas as grandezas radiométricas e fotométricas, sendo a relação entre as grandezas dada pela eq.(10):

Tabela 4 - Comparação entre grandezas radiométricas e fotométricas. (fonte : ICNIRP,1985)[11]

Termo radiométrico		Termo fotométrico	
Quantidade	Unidade	Quantidade	Unidade
Energia Radiante	joule (J)	Quantidade de luz	lumen-segundo (lm • s) (talbot)
Densidade de energia radiante	joule por metro cubico ($J \cdot m^{-3}$)	Densidade luminosa	lumen-segundo por metro cubico ($lm \cdot s \cdot m^{-3}$) (talbot por metro cubico)
Potência radiante	watt (W)	Fluxo luminoso	lumen (lm)
Intensidade radiante	watt por steradiano ($W \cdot sr^{-1}$)	Intensidade luminosa	lumen por steradiano (cd ou $lm \cdot sr^{-1}$)
Exitância radiante	watt por metro quadrado ($W \cdot m^{-2}$)	Exitância luminosa	Lumen por metro quadrado ($lm \cdot m^{-2}$)
Fluência de energia radiante	watt por metro quadrado ($W \cdot m^{-2}$)	Densidade de fluxo luminoso	lumen por metro quadrado ($lm \cdot m^{-2}$)
Radiância	watt por steradiano e por metro quadrado ($W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-2}$)	Luminância	candela por metro quadrado ($cd \cdot m^{-2}$)
Irradiância	watt por metro quadrado ($W \cdot m^{-2}$)	Iluminância	lumen por metro quadrado ($lm \cdot m^{-2}$), lux (lx)
Exposição radiante	joule por metro quadrado ($J \cdot m^{-2}$)	Exposição luminosa	lux-segundo ($lx \cdot s$)

$$\Phi_{v\lambda} = K_m V(\lambda)\Phi_{e\lambda} \tag{10}$$

onde $\Phi_{v\lambda} =$ fluxo luminoso espectral

$\Phi_{e\lambda} =$ potência radiante espectral

$K_m =$ máxima eficácia luminosa espectral

$V(\lambda) =$ eficiência luminosa espectral ao olho humano

As grandezas fotométricas não são baseadas somente nas propriedades da radiação, desde que representam grandezas ponderadas pela função de resposta $V(\lambda)$, correspondente à resposta da visão para cada comprimento de onda. Essas grandezas se mostram úteis no controle dos riscos associados à exposição de lâmpadas e leds, sendo grandezas típicas para caracterização de fontes luminosas.

2.3.2.3 Grandezas dosimétricas.

Em um sentido amplo, o termo dosimetria é usado para quantificar a exposição à radiação. Descrições quantitativas de exposição às radiações com o propósito da formulação de normas de proteção e limites de exposição requerem o uso de grandezas adequadas, no sentido das grandezas representarem, da melhor forma possível, os processos físicos relacionados com os efeitos biológicos da radiação.

Escolher entre a energia entregue ao tecido ou a intensidade da radiação incidente é uma das questões importantes para se decidir no campo da dosimetria das radiações. No caso das radiações não-ionizantes as características diferentes de mecanismos de interação física, técnicas e métodos de medição, bem como as diferenças (e limitação do conhecimento sobre) os mecanismos de resposta biológica conduziu a uma série de grandezas usadas para a especificação do limite de exposição.

Em radiofreqüências as grandezas comumente utilizadas são:

- Intensidade do campo elétrico $(\vec{E})$ cuja unidade no SI é o volt por metro.
- Intensidade do campo magnético $(\vec{H})$, cuja unidade no SI é o ampère por metro.
- Densidade de potência que é calculada através do produto vetorial entre os campos elétrico e magnético $S = \vec{E} \times \vec{H}$, chamado de vetor de Poynting, cuja

unidade no SI é watt por metro quadrado. Uma aproximação, supondo a impedância do ar de 377Ω é dada por $S = E^2 / 377$.

Campos eletromagnéticos mudam de característica com a distância a partir da fonte (antena). Na região de campo próximo (distância $\leq \lambda / 2\pi$)[15], representado na Figura 11, os campos elétrico e magnético não são perpendiculares entre si e não podem ser considerados como ondas planas.

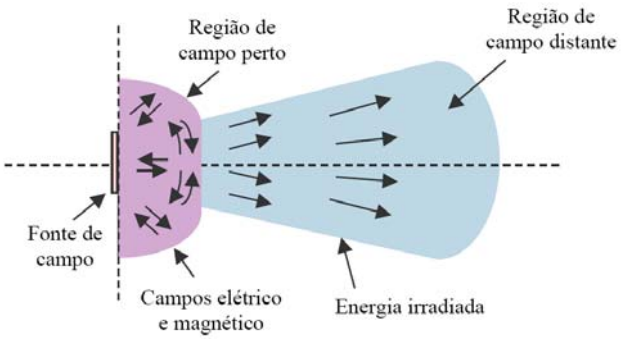


Figura 11 - Campo próximo e campo distante das ondas eletromagnéticas (fonte: www.higieneocupacional.com.br/download/amb_eletromag.pdf)

Na região do campo próximo para caracterização do ambiente eletromagnético são necessárias medições dos campos elétrico e magnético. Longe da fonte, na região de campo distante (distância $\geq 10\lambda / 2\pi$), os campos atuam como ondas planas, sendo possível a determinação da densidade de potência da onda eletromagnética.

Para a radiação na região de comprimentos de onda da radiação óptica, as grandezas comumente utilizadas são:

- Irradiância: quantidade de energia radiante por unidade de tempo que atravessa uma superfície, por unidade de área desta, unidade SI [$W.m^{-2}$].
- Exposição radiante, calculada pela integral temporal da irradiância, dada em [$J.m^{-2}$].

Para a radiação de ultra-som a principal grandeza utilizada é:

- Intensidade acústica, expressa em [$W.m^{-2}$].

Através de todo espectro das radiações não-ionizantes, o tempo de exposição à radiação é de extrema importância e as contribuições de fatores ambientais como a temperatura deve ser levada em consideração. Como exemplo, se o objetivo for limitar o efeito térmico na região de radiofreqüência a introdução de um limite de

exposição baseado na taxa de deposição de energia seria útil. No caso de um campo acústico, outras grandezas, além da deposição cumulativa de energia, podem ser úteis para especificar limites de exposição.

A coexistência de diferentes quantidades para diferentes faixas de freqüências e diferentes propósitos de limitação aparenta ser uma necessidade intrínseca devido a problemas práticos de instrumentação para medição dos fenômenos ondulatórios.

Na faixa de radiofreqüência, o parâmetro mais utilizado para avaliar os campos eletromagnéticos internamente aos tecidos é a Taxa de Absorção Específica, SAR (Specific Absorption Rate). A SAR [*W/kg*] é definida como "a derivada no tempo de um incremento de energia (*dW*) absorvida por, ou dissipada num elemento de massa (*dm*), de densidade *ρ*, contida num elemento de volume (*dV*)"[15], conforme a eq.(11).

$$SAR = \frac{d}{dt}\left(\frac{dW}{dm}\right) = \frac{d}{dt}\left(\frac{dW}{\rho dV}\right) \tag{11}$$

Se os campos da radiação incidente são senoidais, a partir da aplicação do Teorema de Poynting[1], deduz-se que o SAR pode ser quantificado pela eq.(12).

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho}\left|E_i\right|^2 = \frac{\omega\varepsilon_0\varepsilon''}{2\rho}\left|E_i\right|^2 \tag{12}$$

A SAR têm dependência explícita com:

1- a condutividade do tecido (σ, em siemens por metro),

2- a constante dielétrica no vácuo (ε_0 = 8,85×10^{-12}F/m),

3- o fator de perdas do tecido (ε''). O fator de perdas está relacionado com a condutividade elétrica do tecido, σ, pela eq.(13):

$$\varepsilon'' = \frac{\sigma}{2\pi f \varepsilon_0} \tag{13}$$

4- a freqüência angular (ω = 2π*f*, sendo *f* é a freqüência da onda incidente, em *hertz*)

5- o valor de pico do campo elétrico interno (***E***$_i$, em *V/m*).

2.4 Princípios físicos e geração de fenômenos ondulatórios

2.4.1 Geração de ondas eletromagnéticas

A fonte fundamental das radiações eletromagnéticas são cargas elétricas em movimento acelerado, pois elas induzem campos magnéticos e, por indução mútua, campos elétricos.

A parte fundamental de um gerador de ondas eletromagnéticas é um oscilador constituído por um capacitor C e uma bobina B_1, constituindo um circuito análogo ao da Figura 12.

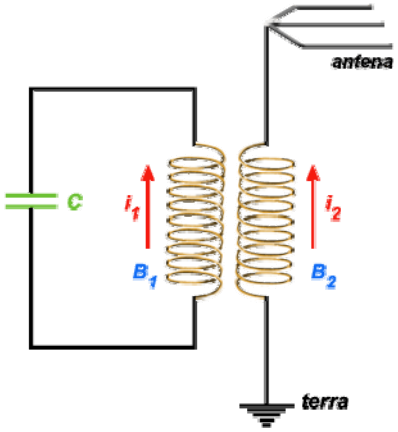


Figura 12 - Geração de ondas eletromagnéticas
(fonte: http://efisica.if.usp.br/eletricidade/basico/ondas/polarizacao_ondas_eletromag/)

Por fora da bobina B_1 há uma bobina B_2, que tem uma extremidade ligada à terra, e a outra ligada a um condutor de forma geométrica especial, e exposto ao ar, chamado antena. Quando passa a corrente oscilante i_1 variável pelo oscilador, a bobina B_1 produz indução eletromagnética na bobina B_2. A corrente i_2, induzida na bobina B_2, e que circula da antena para a terra e da terra para a antena, é constituída por elétrons fortemente acelerados e retardados: esses elétrons produzem, então, as ondas eletromagnéticas[16].

A freqüência da onda eletromagnética emitida é a mesma freqüência da corrente produzida pelo oscilador.

2.4.2 Geração de ondas curtas

Para a produção das ondas eletromagnéticas necessita-se de osciladores que forneçam corrente e potência na freqüência desejada. Para produção de ondas curtas normalmente utilizam-se osciladores construídos com válvulas eletrônicas ou semicondutores. A tensão de oscilação é transferida aos eletrodos de aplicação (antena) e a sintonia (ajuste de freqüência) é realizado por um capacitor variável.

2.4.3 Geração de microondas

A produção de microondas geralmente é feita por uma válvula chamada de Magnetron, que pode ser vista na Figura 13. Os antecessores deste tipo de válvula foram o triodo e a válvula klystron, que eram menos eficientes.

Figura 13 - Válvula magnetron para geração de microondas (fonte: http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Magnetron1.jpg)

Como toda válvula termiônica, para iniciar o funcionamento do componente precisa-se aquecer seu catodo, o que é feito aplicando-se uma tensão de aproximadamente 3V em seu filamento. O catodo aquecido libera os elétrons que são atraídos pela placa cilíndrica externa através de uma alta tensão (0V na placa e -4.000 V no catodo, por questão de segurança) de acordo com a Figura 13 A.

Ao redor do magnetron estão dispostos dois imãs conforme a Figura 13 B, com o objetivo de fazer com que os elétrons girem em alta velocidade em volta das pequenas cavidades da placa (Figura 13 C). Estas cavidades, por sua vez, funcionam como bobinas e capacitores em paralelo, o que forma um circuito

ressonante que é geometricamente construído para ser sintonizado em 2,45 MHz , de acordo com a Figura 13 D. Assim, devido ao movimento dos elétrons as ondas são induzidas nestas cavidades, ressonam e se somam até sair pela antena com grande intensidade[17].

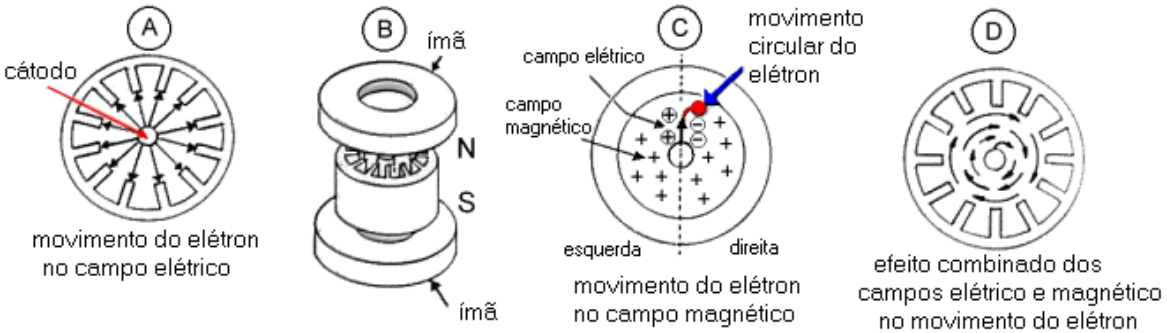


Figura 14 - Funcionamento de uma válvula Magnetron
(modificado de: http://www.gallawa.com/microtech/magnetron.html)

2.4.4 Princípios físicos da geração de luz

Quando um átomo ganha ou perde energia esta mudança pode refletir em movimento dos seus elétrons. Por exemplo, quando se transfere energia para o átomo, um elétron pode ser temporariamente deslocado para uma órbita mais alta, ou seja, mais distante do núcleo. O elétron fica nesta posição por uma pequena fração de segundo e, quase que imediatamente, é atraído pelo núcleo para a sua órbita original. Como ele retorna para a sua órbita original, o elétron libera a energia extra na forma de ondas eletromagnéticas ou fótons, que são pequenos pacotes que se comportam como partículas, possuem energia e momento, mas não possuem massa[18].

O comprimento de onda da luz emitida depende da quantidade de energia liberada, que depende de uma posição particular do elétron. Conseqüentemente, diferentes tipos de átomos irão liberar diferentes tipos de fótons de luz. Em outras palavras, a cor de uma luz que é dada pelos seus componentes com diferentes comprimentos de onda, é determinada pelo tipo de átomo excitado.

Este é o processo básico de geração das fontes de luz. A principal diferença entre estas fontes é o processo de excitação dos átomos. Em um bastão de luz, os átomos são excitados por uma reação química. Nas fontes de luz incandescente,

como uma lâmpada elétrica ou uma lâmpada a gás (lampião), os átomos são excitados por calor. Na temperatura ambiente, ±20°C, quase toda a energia é emitida na forma de radiação infra-vermelha, com um comprimento de onda muito superior à luz visível. À medida que a temperatura do filamento aumenta, o comprimento de onda da radiação emitida diminui. Na temperatura de 800°C, o filamento emite radiação visível em quantidade suficiente para ser "auto-luminoso", apresentando a cor vermelha, embora a maior parte da energia emitida continue a pertencer à região do infravermelho. Na lâmpada incandescente, a temperatura do filamento atinge 3000°C, de modo que a radiação emitida contém luz visível suficiente para que o corpo apresente a cor branca. As lâmpadas fluorescentes têm um sistema mais elaborado para excitar os átomos, visto na Figura 15.

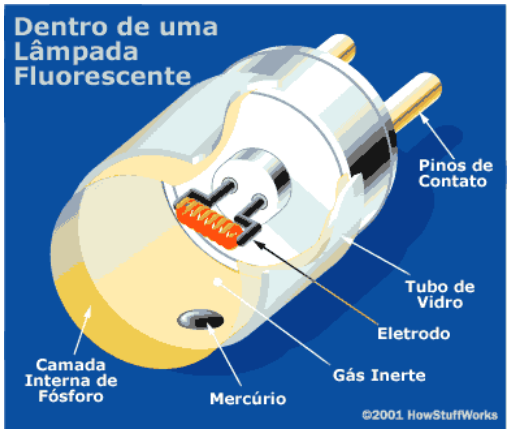


Figura 15 - Componentes de uma lâmpada fluorescente
(fonte: http://ciencia.hsw.uol.com.br/lampadas-fluorescentes2.htm)

O elemento principal de uma lâmpada fluorescente é o tubo selado de vidro. Este tubo contém uma pequena porção de mercúrio e um gás inerte, tipicamente o argônio, mantidos sob baixa pressão. O tubo também contém um revestimento de pó de fósforo na parte interna do vidro e dois eletrodos, um em cada extremidade, conectados a um circuito elétrico.

Ao acender a lâmpada, uma corrente flui pelo circuito elétrico até os eletrodos. Devido a uma diferença de potencial elétrico entre as duas extremidades da lâmpada, os elétrons migram através do gás. Esta energia modifica parte do mercúrio existente dentro do tubo de líquido para gás. Como os elétrons e os átomos carregados se movem dentro do tubo, alguns deles irão colidir com os átomos dos

gases de mercúrio. Estas colisões excitam os átomos, elevando para níveis de energia mais altos, onde ($E = h\nu$). Quando os elétrons retornam para seus níveis de energia originais, eles liberam fótons de luz. Os elétrons nos átomos de mercúrio estão dispostos de tal maneira que liberam fótons de luz na faixa de comprimentos de onda do ultravioleta, predominantemente 185nm e 253,7nm, que não são visíveis aos olhos. Quando um fóton de ultravioleta atinge um átomo de fósforo, o átomo se aquece e um dos elétrons do fósforo salta para um nível mais alto de energia. Quando o elétron volta para o seu nível normal de energia, ele libera energia na forma de outro fóton. Este fóton tem menos energia do que o original, porque parte desta energia foi perdida na forma de calor.

Em uma lâmpada fluorescente a luz emitida está dentro do espectro visível. O fósforo emite fótons com comprimentos de onda entre 480nm e 700nm e a luz aparenta ter a cor branca. Os fabricantes podem variar a cor da luz usando combinações de substâncias diferentes.

2.4.5 Geração da luz LASER

A palavra LASER é formada pelas iniciais de **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation, ou seja, amplificação da luz por emissão estimulada de radiação.

A emissão estimulada foi descrita teoricamente por Einstein em 1917, sendo que a primeira possibilidade de aplicação desse fenômeno foi a amplificação de ondas ultra-curtas, o MASER (**M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation), definida por C. H. Townes em 1951 e que recebeu confirmação experimental em 1954, rendendo o prêmio Nobel em Física em 1964[19].

A primeira publicação sobre LASERs foi o artigo de A. L. Schawlow e C. H. Townes, em dezembro de 1958, a qual teve repercussão mundial nos meios científicos. O primeiro LASER foi desenvolvido por T. H. Maiman, nos Estados Unidos e entrou em funcionamento em julho de 1960. Em 1950, o professor A. Kastler havia aperfeiçoado, juntamente com J. Brossel, o bombeamento óptico. Essa técnica foi utilizada por Maiman e ainda é a única maneira de fazer funcionar todos os LASERs de estado sólido e diversos outros.[20]

O efeito físico no qual se baseia seu funcionamento é a emissão estimulada. Einstein descobriu, através de considerações teóricas, que não apenas um átomo absorve um fóton (a partícula de luz) incidente e o reemite ao acaso após certo tempo (emissão espontânea), mas que também este mesmo átomo deve reemitir seu fóton absorvido se um segundo fóton interage com ele. O fóton reemitido tem a mesma freqüência do fóton que o estimulou e, igualmente importante, tem a mesma fase, porque é reemitido no mesmo instante.

Um LASER funciona desde que se consiga excitar um número mínimo de átomos de determinado material para um nível de energia superior, de modo a se obter uma inversão de população (estado no qual existem mais átomos excitados do que átomos no estado fundamental). Quando este fenômeno ocorre, a emissão espontânea de fótons, que acontece naturalmente a todo tempo, é amplificada pelos átomos vizinhos, que vão emitir fótons estimulados pelos primeiros, como representado na Figura 16.

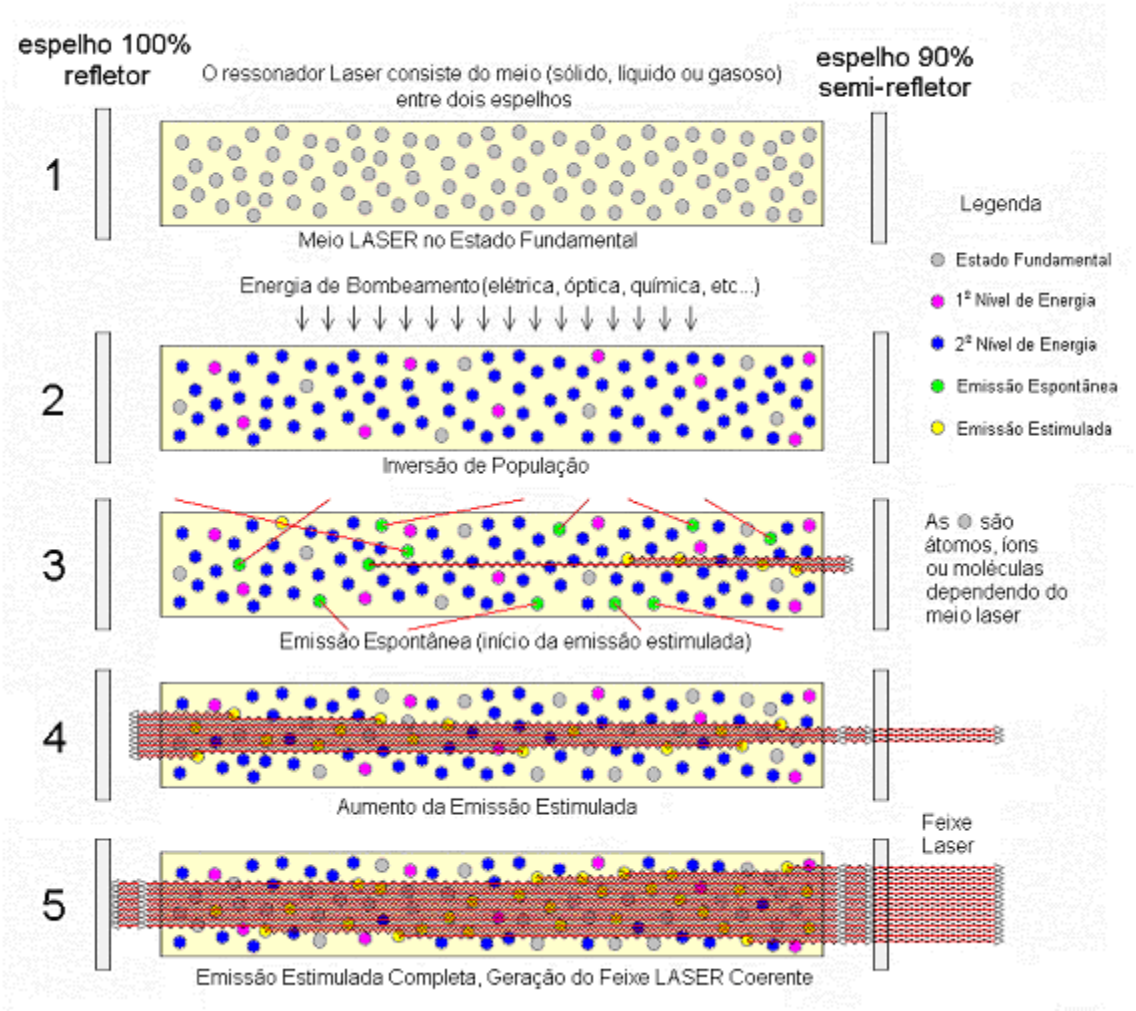


Figura 16 - Geração de luz LASER
(adaptado de :www.repairfaq.org/sam/LASERsam.html)

Os fótons, por sua vez, estimulam a emissão de outros, num efeito cascata. Para que tudo isso ocorra, entretanto, é necessária uma realimentação, ou seja, sempre manter fótons emitidos estimuladamente interagindo com os átomos. Isso é obtido com uma cavidade óptica, uma região do espaço em que se confina luz por algum tempo com o uso de espelhos altamente refletores e convenientemente alinhados.Para se descrever perfeitamente a teoria do LASER seria necessário o uso da mecânica quântica, mas é interessante constatar que esta natureza quântica do dispositivo LASER influencia apenas na escolha do meio ativo e em sua representação em níveis de energia; todos os aspectos essenciais dos LASERs podem ser explorados com boa precisão sem recorrer à natureza quântica do sistema.

Os aspectos essenciais que caracterizam os LASERS são:

- Raios colimados: todos os raios de luz se propagam na mesma direção, permitindo que uma grande quantidade de energia seja transmitida a um alvo preciso.
- Raios coerentes: todos os raios da luz do LASER se propagam paralelos no tempo (fase) e no espaço (polarização).
- Luz monocromática: a luz do LASER, ao contrário das luzes naturais, tem uma única cor, que corresponde a um único comprimento de onda do espectro eletromagnético. Dessa forma, têm-se diferentes tipos de aparelhos a LASER, dependendo do comprimento de onda emitido.

Resumidamente, para fazer funcionar um LASER, três condições fundamentais devem ser satisfeitas[21]:

- dispor de um meio ativo (sólido, líquido ou gasoso) que gera a luz do LASER, ou seja, uma coleção de átomos, moléculas ou íons que emitam radiação.
- possuir um estimulador da radiação (ótico, elétrico, químico, etc.) que faz o bombeamento que provê a energia necessária para que o meio gere luz, transformando o meio ativo em amplificador de radiação.
- uma cavidade ótica ou um ressonador, responsável pela concentração da luz gerada e por sua emissão na forma contínua ou pulsada.

Enquanto o material ou meio ativo utilizado é o que determina o comprimento de onda da luz emitida pelo LASER, a qualidade da cavidade ótica ou ressonador é o que determina a sua potência.

Exemplos dos tipos de LASERs conhecidos são vistos na Tabela 5, sendo que os mais comuns são os LASERs de hélio-neônio (He-Ne) e os de gás carbônico (CO_2). Este último, juntamente com alguns tipos de LASERs sólidos, são os mais potentes.

Tabela 5 - Exemplos de LASERs sólido, líquido e gasoso. (Babichak, 1998)[22]

tipos de laser	meio amplificador	potência luminosa	eficiência	exemplos
sólido	vidro ou cristal dopados com íons (cromo, neodímio)	< 0.1 W a > 1 GW (gigawatt)	até 10 %	neodímio, Nd:YAG
gasoso	gás atômico gás molecular gás ionizado	0.1 a 1.0 W 1 W a 100 KW 20 W a > 1 KW	0.1 a 1 % 10 a 30 % 0.1 %	He-Ne CO_2 neônio, argônio
líquido	corante em solução	> 1 KW	0.1 a 10%	Rodamina
semicondutor	diodos	1 a 10 W	até 10 %	(AlGa)As, GaAs

2.4.6 Geração de ondas mecânicas e ultra-som

O ultra-som utilizado em aplicações médicas é gerado por um transdutor eletromecânico baseado em cerâmicas piezoelétricas.

O efeito piezoelétrico foi descoberto por Pierre e Jacques Curie em 1880 e consiste na variação das dimensões físicas de um cristal quando submetido a campos elétricos. O contrário também ocorre, ou seja, a aplicação de pressões no cristal gera campos elétricos. O efeito piezoelétrico aparece em alguns cristais como o quartzo, óxido de zinco e cerâmicas sinterizadas, tais como Titanato de Bário e Titanato de Zirconato de Chumbo (PZT, das iniciais do termo em inglês).

Na cerâmica despolarizada, a distribuição dos dipolos ferroelétricos é aleatória e o efeito líquido da piezoeletricidade é desprezível. Para aumentar o efeito piezoelétrico a cerâmica é aquecida até a temperatura de Curie (temperatura em que o material perde sua polarização espontânea), submetida a um campo elétrico uniforme intenso de pelo menos 2kV/mm de espessura, e então resfriada. Os dipolos ferroelétricos são realinhados segundo a direção do campo elétrico externo e a cerâmica fica polarizada, Figura 17.

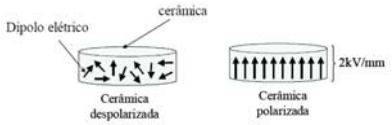


Figura 17 - Realinhamento dos dipolos de uma cerâmica piezelétrica. (fonte - Sensores: Tecnologias e Aplicações)[23]

A caracterização dos transdutores e a determinação do campo acústico por eles gerado são essenciais para o entendimento da informação gerada pela interação do ultra-som com os diversos meios e tecidos biológicos.[23]

A descrição do campo acústico produzido por um transdutor pode ser feita considerando-o geralmente dividido em duas regiões ao longo do eixo de propagação da onda. Uma denominada região de campo próximo, ou região de difração de Fresnel, e outra definida como região de campo distante, ou região de Fraunhofer. A região de campo próximo caracteriza-se pela ocorrência de superposição entre as ondas geradas na periferia do transdutor e as ondas diretas geradas a partir de toda a face do transdutor. Como estas ondas podem ter amplitude e fases diferentes há interferências construtivas e destrutivas, provocando máximos e mínimos na intensidade do campo acústico. Nesta região há pouca divergência do feixe ultra-sônico. Na região de campo distante, a diferença de fase entre as ondas produzidas na borda do transdutor e a central não são tão evidentes e a interferência é construtiva de maneira a formar uma frente de onda quase plana que se atenua à medida que se propaga no meio distanciando-se da fonte. Nesta região o campo tende a ser divergente. O ponto de separação entre as duas regiões e o ângulo de divergência, para um transdutor circular de raio a e o comprimento de onda gerado λ, podem ser vistos na Figura 18.

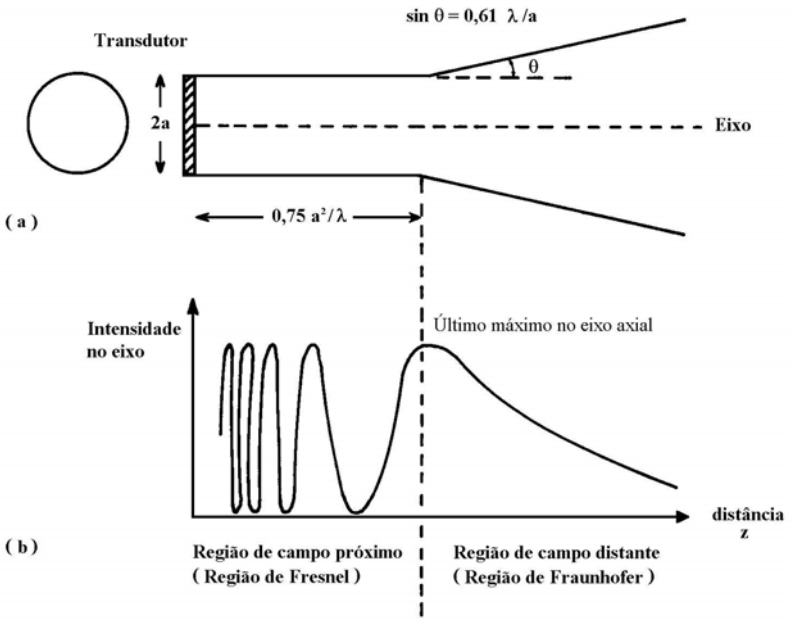


Figura 18 - Seção longitudinal de um feixe de ultra-som.
(a) Separação entre campo próximo e campo distante
(b) Intensidade de pressão ao longo do eixo axial do transdutor
(fonte - Sensores: Tecnologias e Aplicações)[23]

O campo ultra-sônico gerado pelo transdutor pode ser modelado a partir do modelo de pistão plano. Este modelo tem sido usado como uma boa aproximação para descrever o comportamento de um transdutor de ultra-som real e deduzir equações que prevêem, por exemplo, a distância do campo distante em relação à face do transdutor, dada pela eq.(14), e o ângulo de divergência do feixe de ultra-som dado pela eq.(15).

$$d = \frac{0{,}75 \cdot a^2}{\lambda} \tag{14}$$

$$sin\theta = \frac{0{,}61 \cdot \lambda}{a} \tag{15}$$

onde: a é o raio do transdutor

λ o comprimento de onda da oscilação.

A solução do modelo de pistão plano depende da integral de Rayleigh que define o potencial de velocidade gerado pelo transdutor de ultra-som, conforme a eq.(16), que utiliza o sistema de coordenadas indicado na Figura 19. A função define a velocidade do ponto P a uma distância $\vec{r}$ do sistema de coordenadas, onde S é a superfície do transdutor, $\vec{r}_0$ a posição do elemento de área dS e R a distância do elemento de área ao ponto de interesse.

$$\phi(\vec{r}, t) = \int_S \frac{v(\vec{r}_0, t - R/c)}{2\pi R} dS \tag{16}$$

onde ϕ é o potencial de velocidade definido na posição espacial *r* no instante *t*
v é a velocidade de vibração da face do transdutor e c a velocidade de propagação do meio.

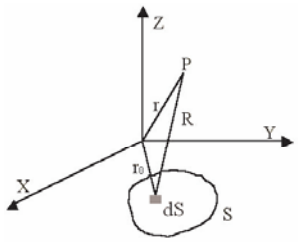


Figura 19 - Sistema de coordenadas utilizado na Integral de Rayleigh (fonte - Sensores: Tecnologias e Aplicações) [23]

A integral de Rayleigh é uma aplicação do princípio de superposição de Huygens onde cada ponto da superfície oscilatória pode ser considerado como uma fonte de radiação (acústica) que se propaga em todas as direções e o potencial de velocidade em um ponto qualquer pode ser obtido pela superposição das ondas provenientes de todas as fontes.

A eq.(16) é integrada ao longo da face do transdutor de área *S*. Conhecido o potencial de velocidade, a pressão acústica relaciona-se com o potencial de velocidade por meio da eq.(17).

$$p(\vec{r},t) = \rho \frac{\partial}{\partial t} \phi(\vec{r},t) \tag{17}$$

onde ρ é a densidade do meio.

A solução desta integral proposta por Zemaneck[24] para uma onda contínua resulta em um campo acústico como visto na Figura 20, onde em vermelho tem-se os "pontos quentes", onde ocorre interferência construtiva do transdutor de ultra-som.

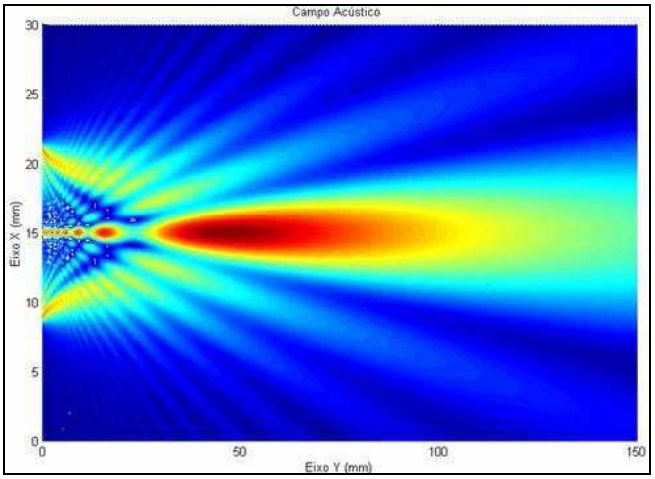


Figura 20 - Simulação do feixe gerado por um transdutor de ultra-som (visão do plano x-y perpendicular a face do transdutor). (fonte - Sensores: Tecnologias e Aplicações) [23]

2.5 Aplicações biomédicas de fenômenos ondulatórios

O principal efeito da aplicação dos fenômenos ondulatórios em terapia certamente é o aquecimento dos tecidos. Dependendo do tipo de fonte escolhida pode-se ter uma maior ou menor profundidade de ação do aquecimento, um efeito de maior ou menor duração após o término da aplicação e também a produção de outros tipos de efeitos não térmicos.

A absorção de energia eletromagnética pode causar vários efeitos sobre os tecidos biológicos como a condução iônica ou a rotação dipolar das células,

dieletroforese (polarização induzida por campos elétricos não uniformes), despolarização de membranas celulares, estresse mecânico devido à piezeletricidade, saturação dielétrica levando à quebra de pontes de hidrogênio, dentre outros. Os efeitos biológicos causados pelas radiações eletromagnéticas são classificados em efeitos térmicos, que causam aquecimento no tecido, e efeitos não-térmicos que não estão relacionados com o aumento de temperatura.[15]

A interação dos campos eletromagnéticos com os tecidos vivos está relacionada com suas propriedades eletromagnéticas. Esses parâmetros podem variar amplamente dentro do corpo devido à natureza não homogênea dos tecidos biológicos. Em geral, a permeabilidade magnética dos tecidos biológicos é essencialmente igual à permeabilidade no vácuo, caracterizando-os como materiais não-magnéticos. Dentre as aplicações do magnetismo na medicina clínica tem-se os diagnósticos por imagem que utilizam a ressonância magnética, causada por campos magnéticos estáticos de até 4 T (tesla). Tais intensidades despertam preocupação quanto aos efeitos colaterais, já que o campo magnético médio da Terra, ao qual todo ser humano está exposto, é em torno de $1{,}5\times10^{-4}$ T. As conclusões sobre a significância clínica desses efeitos não se mostram claras ainda, visto que as alterações parecem ser pequenas e reversíveis.[25]

Campos magnéticos variáveis no tempo que induzem densidades de corrente no tecido superiores a 1 A/m^2 podem produzir efeitos irreversíveis, como fibrilação cardíaca[14].

No caso da interação eletromagnética, os efeitos mais significativos são devidos ao campo elétrico. Dependendo das propriedades dielétricas do tecido, pode-se polarizar as cargas e orientar dipolos permanentes (no caso de dielétricos) ou gerar deslocamento de cargas de condução (no caso de materiais condutores). Outro fator importante é a faixa de freqüência em que oscila o campo elétrico, pois a permissividade elétrica do tecido biológico varia com a freqüência, em geral, decrescendo com ela. Este efeito manifesta a inabilidade das cargas elétricas no tecido responderem aos campos de freqüências mais altas. Esta análise torna-se complexa para freqüências abaixo de 1 MHz, aproximadamente, em que a condutividade elétrica, σ, apresenta anisotropia.[14]

Para exemplificar este efeito, a Tabela 6 mostra a variação dos parâmetros permissividade e condutividade elétrica para tecidos com alto teor de água (músculos e sangue) e baixo teor de água (gordura e osso) em algumas freqüências.[15]

Tabela 6 - Propriedades dielétricas de tecidos biológicos.
(freqüências de uso terapêutico a 37 ^{o}C)

Propriedade Dielétrica	Teor de água	Tecido biológico	Freqüência (*MHz*)				
			13,56	27,12	433	915	2450
Permissividade Relativa (ε_r')	Alto	sangue	155	110	66	62	60
		músculo esquelético	152	112	57	55,4	49,6
	Baixo	osso	11	9	5,2	4,9	4,8
		gordura	38	22	15	15	12
Condutividade Elétrica (σ) $(\Omega m)^{-1}$	Alto	sangue	1,16	1,19	1,27	1,41	2,04
		músculo esquelético	0,74	0,76	1,12	1,45	2,56
	Baixo	osso	0,03	0,04	0,11	0,15	0,21
		gordura	0,21	0,21	0,26	0,35	0,82

(fonte:http://www.anvisa.gov.br/reblas/ oficinas/ghs/projeto2.pdf) [15].

2.5.1 Aplicações das ondas eletromagnéticas em terapia

O principal efeito na aplicação das ondas eletromagnéticas, seja por ondas curtas ou por microondas, é o aquecimento dos tecidos (diatermia). A resposta dos tecidos ao aquecimento é similar, não importando a modalidade utilizada na geração de calor. A única diferença entre as ondas eletromagnéticas e outros agentes de aquecimento por condução de calor é a profundidade onde irá ocorrer o efeito térmico. A profundidade de penetração das ondas eletromagnéticas depende de sua freqüência e da natureza do material que a absorve. Na freqüência de 27,12 MHz as ondas curtas tem capacidade de atravessar o corpo humano[26].

Alguns resultados terapêuticos desejados pela diatermia das ondas eletromagnéticas são[27]:

- aumentar o fluxo sangüíneo;
- reduzir a inflamação;
- aumentar a extensibilidade do tecido colagenoso profundo;
- diminuir a rigidez articular;
- aliviar as dores e espasmos musculares.

Os efeitos fisiológicos causados pelas microondas assemelham-se aos efeitos fisiológicos causados pelas ondas curtas, distinguindo-se pela profundidade de ação, onde os equipamentos de ondas curtas possuem uma maior capacidade de penetração se comparados com um equipamento de microondas. Na freqüência de 2,45 GHz, a penetração de microondas no corpo humano não ultrapassa 3cm de profundidade[28]. A utilização das altas freqüências para a obtenção de efeitos térmicos possui a vantagem de manter o aquecimento por um maior tempo após a interrupção do tratamento se comparado com banhos de luz ou compressas.

2.5.2 Aplicações da luz e do LASER em terapia (fototerapia)

A luz visível e próxima ao espectro visível (infravermelho e ultravioleta), assim como os LASERs (luz síncrona), possuem diversas aplicações em terapias médicas.

Como exemplo, pode-se citar o tratamento da icterícia, que é uma doença caracterizada pela coloração amarelada da pele, mucosas e escleróticas devido a uma elevação da concentração de bilirrubinas séricas que acomete comumente em recém nascidos, que tem como tratamento a fototerapia. Os aparelhos de fototerapia emitem radiação luminosa que favorecem a transformação da bilirrubina em produtos mais hidrossolúveis que são rapidamente excretados pela bile e urina. A molécula de bilirrubina absorve energia luminosa emitida no comprimento de onda entre 400nm a 550nm, sendo a máxima eficiência em torno de 450nm[29,30]. Portanto, a eficácia da fototerapia dependerá da sua irradiância nos comprimentos de onda citados.

Os equipamentos de terapia a LASER trabalham com outros comprimentos de onda e, com isso, a absorção da radiação luminosa pode afetar outros tipos de moléculas, dependendo do comprimento de onda do feixe irradiado[31].

A natureza da interação entre a radiação eletromagnética luminosa e o tecido biológico é complexa. No estágio atual do conhecimento, sabe-se que vários processos ocorrem e podem ser utilizados em terapias, dentre eles[32]:

- Térmico: a absorção da radiação aquece os tecidos. Como risco da utilização, tem-se a focalização natural da retina que amplifica a irradiância de energia

luminosa em aproximadamente cem mil vezes, onde um feixe de entrada de 1mW/cm^2 se torna 100W/cm^2, destruindo o tecido da retina;

- Fotoquímico: os fótons interagem com os tecidos agindo como catalisadores de reações químicas, sendo este efeito cumulativo com a duração de alguns dias. Como exemplo, pode-se citar o bronzeamento da pele;
- Elétrico: a luz pode causar a formação de íons nos tecidos sob exposição, mudando as características elétricas destes meios;
- Mecânico: pulsos LASERs com duração de 10μs induzem uma onda de choque mecânica que pode causar a ruptura de células, sendo que o nível de energia para se obter este tipo de efeito é substancialmente menor que o do efeito térmico;
- Quântico: os fótons dos LASERs podem induzir a emissão e a absorção de partículas (elétrons e fótons) no tecido sob exposição.

A Tabela 7 apresenta os principais efeitos acarretados pelo excesso de radiação luminosa nos olhos e na pele em função do intervalo de comprimento de onda.

Tabela 7 - Efeitos Biológicos da Radiação Luminosa Excessiva

Espectro Eletromagnético		Efeito nos Olhos	Efeito na Pele
Ultravioleta C	0,200 - 0,280μm	Fotoqueratite	Eritema e Câncer de Pele
Ultravioleta B	0,280 - 0,315μm		Envelhecimento Precoce e Aumento da Pigmentação
Ultravioleta A	0,315 - 0,400μm	Catarata Fotoquímica	Escurecimento do Pigmento
Visível	0,400 - 0,780μm	Dano Termal e Fotoquímico da Retina	Reações Fotosensitivas
Infravermelho A	0,780 - 1,400μm	Catarata e Queima da Retina	Queimaduras
Infravermelho B	1,400 - 3,000μm	Catarata e Queima da Córnea	
Infravermelho C	3,000 - 1.000μm	Queima da Córnea	

(fonte: BRANDALIZE; PHILIPS, 2002)[32]

Os acidentes com a radiação LASER podem ser reduzidos conhecendo-se suas principais causas e procurando evitá-las. Dentre as causas de acidentes, os mais comuns são:

- Exposição do olho durante o alinhamento;
- Desalinhamento da óptica;
- Não utilização de óculos de proteção;

- Mau funcionamento do equipamento;
- Manuseio impróprio da alta tensão da fonte LASER;
- Exposição intencional sem o uso de proteção;
- Não familiaridade do operador com o LASER;
- Falta de proteção para os riscos secundários;
- Manutenção imprópria do equipamento;
- Uso de óculos de proteção não apropriado ao comprimento de onda utilizado;
- Exposição da pele ou olho não prevista durante o uso do LASER ocasionando ferimento térmico ou fotoquímico;
- Não observação dos procedimentos padrões de operação.

O mais grave acidente associado a utilização do LASER é a lesão do olho porque ele é mais sensível que a pele para comprimentos de onda na região do espectro visível (400nm a 700nm). O LASER pode atingir o olho de diversas formas, sendo que a Figura 21 ilustra as possíveis exposições do olho ao feixe LASER.

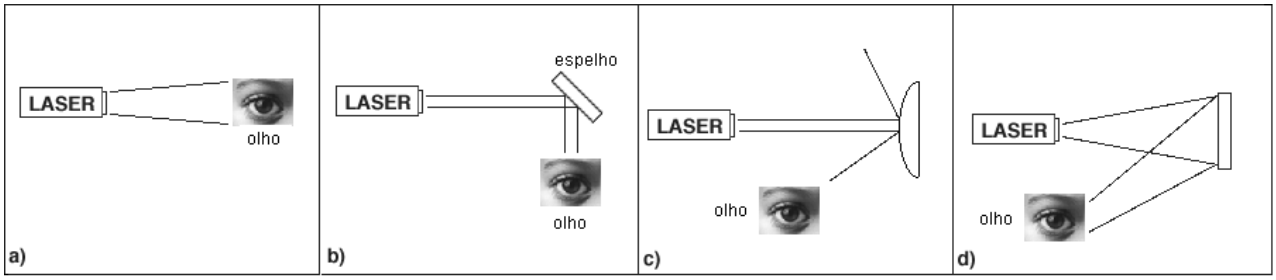


Figura 21 - Formas possíveis de expor o olho à radiação LASER.
a) Visão direta no campo do feixe. Este tipo de exposição é a mais perigosa
b) Visão do feixe através de superfície plana refletora. Espelhos planos
c) Visão de um feixe refletido de uma superfície curva refletora.
d) Visão de uma fonte secundária LASER (reflexão difusa).

2.5.3 Aplicações do ultra-som em terapia

A aplicação de ultra-som é feita de modo que as ondas mecânicas longitudinais incidam perpendicularmente à superfície da pele do paciente. Com isso, as ondas refletidas causam interferência nas ondas incidentes. A interação entre a onda incidente e a onda refletida gera interferência na onda incidente e desprendimento

de calor na região de interface dos meios. Por isso é importante diminuir a intensidade da onda refletida. Isso é possível evitando-se operar durante muito tempo entre as interfaces transdutor / ar ou tecido muscular / ósseo que possuem elevado índice de reflexão.

O feixe de ultra-som gerado pelo transdutor ao penetrar no tecido vai gradualmente perdendo sua intensidade até desaparecer. Esta atenuação se deve a diversos fatores:

- Coeficiente de absorção do tecido;
- Reflexão do feixe de ultra-som;
- Inércia do tecido;
- Divergência do feixe de ultras-som.

O coeficiente de absorção do tecido é diretamente proporcional a freqüência de oscilação. Em função da magnitude destas grandezas que definem o nível de atenuação, a profundidade de penetração do feixe de ultra-som depende do tipo de matéria do tecido, como pode se visto na Tabela 8.

Tabela 8 - Profundidade de penetração do ultra-som.
(fonte: manual do equipamento "SONIC COMPACT")[33]

Meio	Freqüência de 1MHz	Freqüência de 3MHz
Tecido ósseo	6,89 mm	2,27 mm
Pele	38 mm	12,67 mm
Cartilagem	19,5 mm	6,5 mm
Tecido muscular	30,4 mm	10,13 mm
Gordura	160 mm	53,33 mm
Água	38000 mm	12667 mm

Os efeitos biológicos gerados pelo ultra-som são basicamente três[33]:

- Efeito térmico. A geração de calor é a principal função da aplicação do ultra-som terapêutico;
- Efeito mecânico. Devido às vibrações mecânicas o meio percorrido pelo ultra-som é submetido a um micromassageamento;
- Efeito químico. A ação química durante a aplicação do ultra-som é chamada de ação colóide-química que transforma colóides em estado de géis para colóides em estados sólidos, esta transformação é útil no tratamento de transtornos metabólicos.

O efeito térmico é causado pelo processo de fricção (atrito) gerado pelo ultra-som. A quantidade de calor gerada aumenta na interface entre meios com características acústicas diferentes. Isso faz que o calor, em meios não

homogêneos, venha a se concentrar em certos pontos específicos. Para minimizar esta concentração de calor deve-se executar movimentos continuamente durante a aplicação do ultra-som.

Os principais efeitos resultantes da ação térmica do ultra-som são[33]:

- Aumento de circulação;
- Relaxamento;
- Aumento da permeabilidade das membranas;
- Aumento do metabolismo dos tecidos.

O principal resultado da ação mecânica da aplicação do ultra-som é a melhora do metabolismo celular causado pela aceleração da difusão dos íons pelas membranas celulares.

O ultra-som terapêutico não deve ser utilizado em aplicações direcionadas ao coração e ao globo ocular devido à possibilidade de cavitação (formação de bolhas), assim como sobre implantes metálicos ou marca-passos devido à possibilidade de aquecimento excessivo e interferência no funcionamento do equipamento.

2.6 Métodos de medição dos fenômenos ondulatórios

Nesta seção serão mostrados os métodos de medição mais utilizados para se mensurar a potência ou a irradiância dos fenômenos ondulatórios.

2.6.1 Métodos de medição de ondas eletromagnéticas

Para a medição de ondas eletromagnéticas são utilizados detectores térmicos ou detectores quânticos. Nos detectores térmicos, o método de medição é baseado na transformação de energia radiante em energia térmica, com conseqüente aumento da temperatura ou volume do detector. Como tais detectores apresentam resposta à energia total absorvida, em geral não possuem seletividade espectral. Entretanto, devido a limitações dos materiais absorventes, esta característica não

seletiva é difícil de ser obtida completamente em operação. Os detectores térmicos podem ser construídos para medir potências que vão da ordem de nanowatts a quilowatts de potência. Os principais tipos de detectores térmicos são os calorímetros, os termopares ou termopilhas e os bolômetros[34].

Nos calorímetros, a quantidade de energia radiante absorvida é determinada por medidas de mudanças de temperatura ou volume do material absorvedor. Embora apresente a vantagem de serem detectores simples, apresentam baixa sensibilidade e resposta muito lenta.

Existem muitos fatores que devem ser considerados na construção de um calorímetro. Entre estes fatores incluem-se as mudanças da capacidade térmica, coeficiente de expansão ou mudanças nas perdas térmicas com a mudança da temperatura ambiente.

No calorímetro por mudança de temperatura mede-se a variação de temperatura causada pela energia absorvida no elemento sensor. A energia absorvida está relacionada com a temperatura pela eq.(18).

$$\Delta Q = c_p . m . \Delta T \tag{18}$$

onde c_p é o calor especifico do material receptor
m é a massa do elemento sensor
ΔT é a variação de temperatura
ΔQ é a energia absorvida.

No calorímetro por monitoração de volume, a mudança no volume do material receptor da radiação pode fornecer os dados para o cálculo da energia absorvida.

Seja o aumento de volume dado pela eq.(19).

$$\Delta V = V . \beta . \Delta T \tag{19}$$

onde V é volume do receptor

β é o coeficiente de expansão térmica

ΔT é a variação de temperatura e ΔV é a variação de volume

Isolando ΔT e substituindo na eq.(18) obtém-se:

$$\Delta Q = \frac{m}{V} . \frac{c_p}{\beta} . \Delta V = \rho . \frac{c_p}{\beta} . \Delta V \tag{20}$$

onde ρ é a densidade do material do receptor.

Para aumentar-se a sensibilidade do calorímetro é necessário ter um material com baixa densidade, calor específico pequeno e grande coeficiente de expansão térmica.

Nos detectores constituídos por termopares ou termopilhas, mede-se uma diferença de temperatura entre uma junção de dois metais diferentes e uma junção de referência (termopar) causada pela absorção de radiação. Essa diferença de temperatura gera tensão elétrica que é a grandeza medida. A tensão de saída depende dos metais utilizados. Como a utilização de um único termopar resulta em baixa sensibilidade, é comum utilizar-se termopares em série (termopilhas), aumentando a sensibilidade do detector. Esse tipo de detector possui baixa seletividade espectral e monitorar a tensão de saída é um procedimento simples.

O detector tipo bolômetro é o mais sensível e rápido entre os detectores de radiação não seletivo. Sua operação é baseada na variação da resistência de um metal ou semicondutor com a temperatura, sendo estes componentes conhecidos como termistores. Em geral, o bolômetro é constituído por um fio fino, conectado a uma fonte de corrente constante. Quando a radiação incide sobre o fio, este sofre um aquecimento, aumentando sua resistência elétrica. A configuração mais comum de utilização é em ponte de Wheatstone. Um termistor da ponte é exposto à radiação, enquanto outro idêntico é mantido à sombra. A diferença de temperatura relativa que é gerada entre eles resulta em um desequilíbrio na ponte que é proporcional à irradiância incidente.

As radiações eletromagnéticas comportam-se como ondas em fenômenos como interferência e difração e como partículas (fótons) em fenômenos como o efeito fotoelétrico.

Os detectores de radiação eletromagnética quânticos utilizam a conversão direta dos fótons incidentes em portadores de carga via transição eletrônica em um material semicondutor. Esses dispositivos podem ser construídos e operados sob dois fenômenos diferentes: por fotocondução (fotoresistor) e por efeito fotovoltaico (fotodiodo).

No fotoresistor, os fótons absorvidos acarretam em um aumento na população de portadores de carga (elétrons ou lacunas) fazendo com que a resistência elétrica do dispositivo diminua. O circuito de medição é análogo ao empregado com um bolômetro. A diferença fundamental é que para a transição eletrônica, os tempos de resposta são bem menores do que aqueles dependentes do acoplamento e inércia

térmica do bolômetro. Uma outra diferença também fundamental é que para os detectores quânticos, a taxa de portadores gerados devido à radiação de fundo na temperatura ambiente é alta, impondo a condição de que para operar, eficientemente, o dispositivo precisa ser resfriado.

Os detectores de materiais fotovoltaicos são semicondutores construídos com uma junção p-n. Quando a radiação atinge esta junção há um desequilíbrio da força eletromotriz provocado pelo choque dos fótons sobre a junção e uma tensão, ou uma corrente, em resposta ao bombardeio do fóton pode ser medida.

2.6.2 Métodos de medição de luz e LASER

A fotometria é o ramo da óptica que se preocupa em medir a luz em termos de como seu brilho é percebido pelo olho humano, sendo a sensibilidade do olho não linear e a resposta em freqüência entre os comprimentos de onda desde 380nm até 780nm. As grandezas fotométricas são úteis para estabelecer limites de exposição aos olhos.

A radiometria é o ramo da óptica que mede de forma absoluta a potência radiante associada a uma fonte de luz. Para se caracterizar uma fonte de luz é necessário separá-la nos comprimentos de onda que a constitui e medir a sua potência absoluta[35].

O espectro óptico é o resultado obtido quando a radiação eletromagnética da luz é separada em seus comprimentos de onda, ou freqüências correspondentes, e medida a potência radiante [watt] em cada comprimento de onda. Trata-se da análise da luz no domínio da freqüência, da mesma forma que se faz com as ondas de rádio. Porém, as freqüências envolvidas são da ordem de 10^{14}Hz.

A Figura 22 mostra um exemplo clássico de separação da luz. O desvio que a luz sofre quando passa do ar para o prisma depende da velocidade da luz nos dois meios.

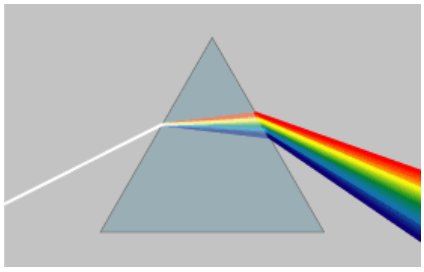


Figura 22 - Separação da luz branca ao atravessar um prisma (fonte: www.colegiosaofrancisco.com.br/alfa/luz/luz-2.php)

Dependendo da freqüência da luz incidente tem-se diferentes índices de refração para o mesmo meio, como pode ser visto na Tabela 9. Cada cor sofre um desvio por um ângulo diferente, segundo a lei de Snell, formando o espectro da luz emergente no prisma.

Tabela 9 - Índices de refração para diferentes luzes monocromáticas (fonte: http://www.colegioweb.com.br/fisica/indice-de-refracao)

Luz monocromática	Índice de refração (n) de um cristal
Violeta	1,94
Azul	1,60
Verde	1,44
Amarela	1,35
Alaranjada	1,30
Vermelha	1,26

Os equipamentos que separam a luz e medem a sua intensidade em cada comprimento de onda são chamados de analisadores de espectro óptico ou espectrômetros. Devido à proximidade espectral, além da luz visível, os espectrômetros também são utilizados para caracterizar as radiações ultravioleta e infravermelha.

Um dos inconvenientes em se construir espectrômetros baseados em prismas é a relação não linear entre o comprimento de onda e o índice de refração do prisma.

O índice de refração diminui com o comprimento de onda segundo a lei empírica de Cauchy, segundo a eq.(21) [36].

$$n_2 = A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} \tag{21}$$

onde A, B e C são constantes determinadas experimentalmente para cada material.

Esta relação só vale para comprimentos de onda afastados das freqüências de absorção óptica do meio. Nas proximidades destas faixas a dispersão é anômala.

Devido a esta e outras limitações, os espectrômetros baseados em prismas estão em desuso e não serão abordados neste texto.

Outras formas de separação da luz são citadas no trabalho de Stokes[37], sobressaindo-se:

- Cavidade óptica ressonante de Fabry-Perot: possui uma alta resolução e baixo custo, porém, tem uma faixa muito estreita de operação (20% de variação sobre o comprimento de onda projetado) e são necessários vários aparelhos para cobrir todo o espectro visível.
- Redes de difração: consegue-se resoluções de 1nm e uma ampla faixa de trabalho, geralmente de 250nm a 1700nm em um único aparelho, cobrindo uma grande faixa de potências (1*p*W a 10mW).
- Interferômetro de Michelson com varredura: possui uma elevada acurácia e resolução típica de 0,1nm, sendo mais utilizado na região de 1μm a 10μm. Possui uma sensibilidade menor que os aparelhos construídos com redes de difração e cobre uma faixa menor de potências.
- Sistema heteródino (modulação da luz incidente com LASER de referência): este sistema assemelha-se ao utilizado no analisador de espectro elétrico. A luz incidente é “mixada” (multiplicada) por um LASER de referência (oscilador local). Uma fibra óptica combina os dois sinais e um fotodiodo de alta velocidade faz a multiplicação. O sinal resultante é apresentado em um analisador de espectro elétrico. Possui uma resolução altíssima (1fm) e uma faixa de utilização de 100nm em torno do comprimento de onda central construído. Não existem sistemas comerciais completos para todas as faixas de comprimentos de onda e o custo é muito alto.

Os espectrômetros que utilizam rede de difração no seu método de medição possuem essencialmente os mesmos componentes[38], ou seja,

- Acopladores ópticos (conectores);
- Discriminador de luz (monocromador);
- Dispositivos de rotação da parte óptica (seletor de comprimento de onda);
- Detectores de potência radiante (sensores);
- Eletrônica de aquisição;
- Software de análise e apresentação.

A combinação exata destes componentes, a faixa espectral de trabalho e o desempenho desejado são muito específicos da aplicação, que também incluem resolução, sensibilidade, linearidade, velocidade de aquisição e, principalmente, custo.

O monocromador[39] por rede de difração é o instrumento óptico usado para separar a luz em seus componentes de luz monocromática. A maioria dos monocromadores são baseados na configuração Czerny-Turner, cujo sistema óptico é mostrado na Figura 23.

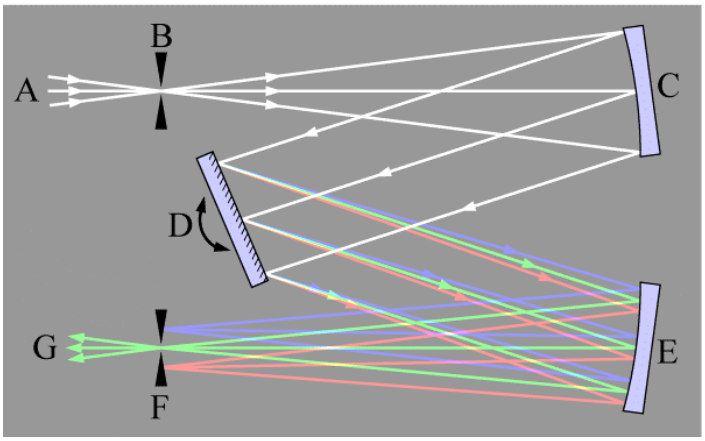


Figura 23 - Monocromador de Czerny-Turner
(fonte: http://en.wikipedia.org/wiki/index.html?curid=547058)

A luz branca “A” que entra na fenda de entrada “B” é coletada pelo espelho de colimação “C” onde os raios saem paralelos. O feixe colimado proveniente deste espelho incide então sobre a rede de difração “D” e é espalhado em feixes com comprimentos de onda distintos, resultando em diferentes cores. Cada radiação com comprimento de onda diferente deixa a rede de difração com um ângulo diferente e é focalizada sobre a fenda de saída “F” por meio do espelho focalizador “E”. Como cada radiação com um dado comprimento de onda incide sobre a fenda em uma posição diferente, só o comprimento de onda na posição da fenda pode passar através desta. Variando a largura das fendas de entrada e saída, varia-se a largura da banda do sistema medidor, correspondente a uma faixa pequena de comprimentos de onda que atravessa a fenda, geralmente de 1nm. A varredura em comprimentos de onda é feita girando a rede de difração. A iluminação monocromática resultante pode ser usada para iluminar uma amostra ou, se usado um detector, medir a intensidade da radiação em pequenas bandas de comprimentos de ondas.

2.6.3 Métodos de medição de ultra-som

Para medir a potência de saída de um equipamento de ultra-som utilizam-se balanças de ultra-som. Nestas balanças a pressão acústica atua sobre um alvo de forma geométrica conhecida e a pressão sonora gera uma força que é medida em uma balança de precisão calibrada para indicar unidades de intensidade sonora. Um destes alvos é visto na Figura 24.

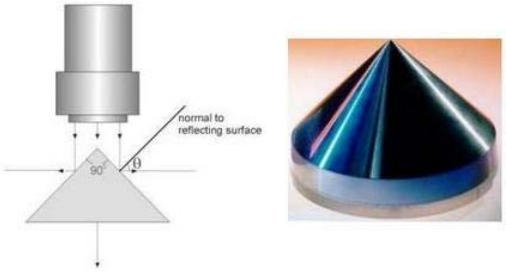


Figura 24 - Alvo de balança de ultra-som
(fonte:http://www.npl.co.uk/server.php?show=ConWebDoc.2285&viewPage=6)

A relação entre a potência (P) e a força medida na balança (F) é dada pela eq.(22).

$$P = \frac{cF}{2\cos^2(\theta)} \tag{22}$$

onde *c* é a velocidade do som na água e
θ é o ângulo entre a direção de propagação da onda incidente e a direção normal à superfície

O transdutor é colocado em água desgaseificada (960 mL a 970 mL), alinhado com o centro do cone metálico na balança, com a face imersa até ¼ de polegada abaixo do nível da água e paralela à superfície da mesma. O revestimento do recipiente deve absorver as ondas refletidas pelo cone metálico da balança, utilizando-se materiais como borracha. Deve-se assegurar que não existam bolhas de ar na superfície do transdutor, o que pode ser resolvido com a injeção de água a partir de uma seringa na face do transdutor antes do ensaio. A balança deve ser zerada e calibrada, colocando-se o peso que acompanha a balança, fornecido pelo fabricante. Nesta aferição, a balança deve apresentar o valor de determinado pelo fabricante. Pode-se então ligar o equipamento e realizar-se a medição da potência de saída do aparelho[40].

A avaliação do feixe de ultra-som é realizada a partir do mapeamento de seu campo acústico com a utilização de hidrofones, que são transdutores piezelétricos

que convertem a pressão sonora em tensão elétrica. O mapeamento do campo acústico é realizado com auxílio de um sistema de posicionamento computadorizado, onde o hidrofone varre o feixe acústico do transdutor de ultra-som, dentro de um tanque com água, conforme a Figura 25. O gerador de funções envia pulsos para o amplificador de potência que alimenta o transdutor, o hidrofone capta o sinal na água que é visualizado pelo osciloscópio sincronizado com o pulso emitido e grava-se a pressão medida em um sistema de aquisição de sinais.

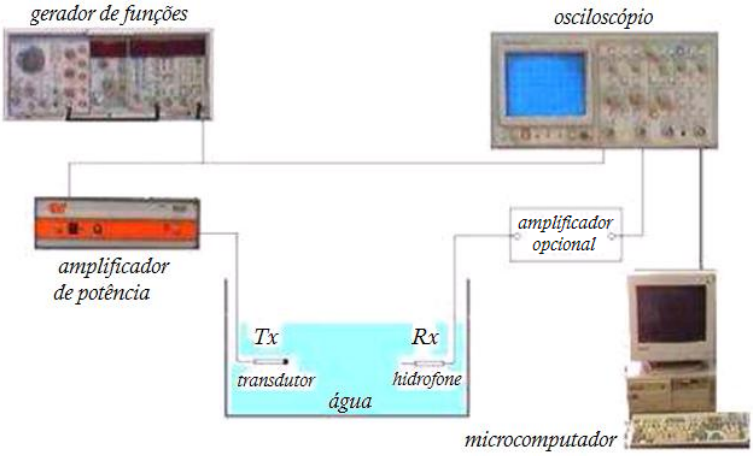


Figura 25 - Arranjo para mapeamento de campo acústico (fonte - Sensores: Tecnologias e Aplicações)[23]

Um exemplo do sinal adquirido pode se visto na Figura 26. A partir dos dados da distribuição espacial da pressão acústica os parâmetros que caracterizam o feixe são determinados através de cálculos para avaliação do feixe.

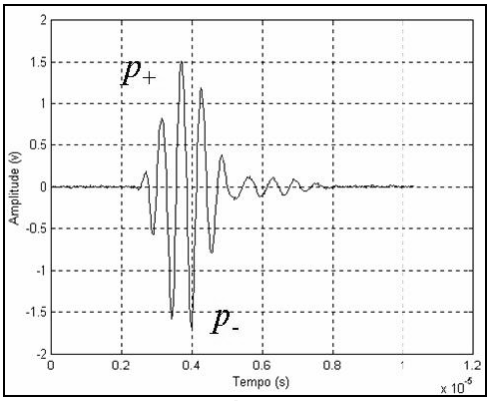


Figura 26 - Picos de pressão acústica registrado em um hidrofone (fonte: Alvarenga, 2005)[41]

A grandeza de maior interesse é a Intensidade Efetiva de Radiação, já que esta irá definir indiretamente a quantidade de energia irradiada no local de tratamento, sendo este o parâmetro principal para o operador durante o tratamento.

A Intensidade Efetiva de Radiação é definida como sendo a razão entre a Potência Efetiva de Saída do equipamento e a Área de Radiação Efetiva, ou seja:

$$IntensidadeEfetiva = \frac{PotênciaEfetiva}{ÁreaEfetiva}$$

A Potência Efetiva de Saída é medida com o auxílio de uma balança de força de radiação que mede o total de força peso proveniente da pressão das ondas acústicas sobre o cone da balança, fornecendo a medida em watts.

Para a determinação da Área de Radiação Efetiva (A_{RE}), deve-se primeiramente mapear o feixe acústico, utilizando um hidrofone, em quatro planos perpendiculares ao feixe[42].

O hidrofone é um transdutor que possui características inversas ao transdutor que existe no cabeçote do aparelho eletromédico por ultra-som, já que converte ondas mecânicas de pressão em estímulos elétricos que são interpretados por um computador, osciloscópio ou outro equipamento, possibilitando a medição da radiação acústica. Para as medições tipicamente realizadas, utiliza-se o hidrofone do tipo PVDF (Fluoreto de Polivinilideno) ou agulha, que são apropriados para a gama de freqüências analisada por equipamentos eletromédicos[43].

Os quatro planos previamente mencionados dependem da distância do último máximo axial de pressão acústica, Z_N, correspondente à posição onde termina o campo próximo (zona de Fresnel) e inicia o campo distante (zona de Fraunhofer).

Especificado Z_N, define-se as distâncias Z_1, Z_2, Z_3 e Z_4 na Tabela 10, dos quatro planos perpendiculares, como mostra a Figura 27 , de acordo com os seguintes critérios da Norma NBR IEC 1689:1998[42].

Tabela 10 - Distâncias de mapeamento dos quatro planos perpendiculares

Distância Z_N entre os planos mapeados para determinação da A_{RE}	
Se $Z_N \geq 8{,}0cm$,	$Z_1 = 1{,}0cm$, $Z_2 = 2{,}0cm$, $Z_3 = 4{,}0cm$ e $Z_4 = 8{,}0cm$
Se $4{,}0cm < Z_N < 8{,}0cm$	$Z_1 = 1{,}0cm$, $Z_2 = 1{,}0 + \frac{Z_N - 1{,}0}{3}cm$, $Z_3 = 1{,}0 + 2\frac{Z_N - 1{,}0}{3}cm$, $Z_4 = Z_N$
Se $Z_N \leq 4{,}0cm$	$Z_1 = 0{,}5cm$, $Z_2 = 0{,}5 + \frac{Z_N - 0{,}5}{3}cm$, $Z_3 = 0{,}5 + 2\frac{Z_N - 0{,}5}{3}cm$, $Z_4 = Z_N$

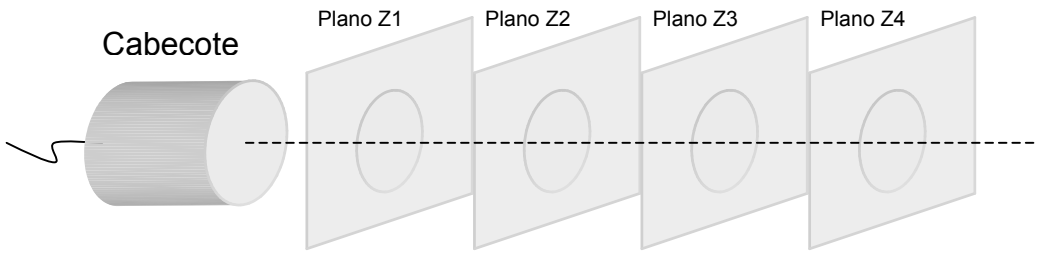


Figura 27 - Localização espacial dos planos Z1, Z2, Z3 e Z4

Uma Área de Seção Transversal do Feixe, A_{STF}, é obtida para cada um desses quatro planos de varredura, de tal forma que esta seja a menor área que contenha 75% da radiação. Os dados do mapeamento são analisados e os *N* pontos totais são ordenados de acordo com o valor da amplitude do sinal elétrico do hidrofone ao quadrado, U_i^2, em ordem decrescente, sendo $1 \leq i \leq N$. Acha-se então o número de pontos *n*, pela eq.(23), tal que:

$$\sum_{i=1}^{n} U_i^2 \leq 0{,}75 \sum_{i=1}^{N} U_i^2 \leq \sum_{i=1}^{n+1} U_i^2 \tag{23}$$

A área A_{STF}, dada pela eq.(24), será o produto entre o tamanho da área fundamental de varredura, Δs, e o número n de pontos que contenham 75% da radiação:

$$A_{STF} = n \cdot \Delta s \tag{24}$$

O tamanho da área fundamental de varredura depende do número de pontos utilizados na varredura do hidrofone. É aconselhável o uso de no mínimo 10x10 pontos, sendo uma varredura de 50x50 a mais apropriada para a verificação do nível de simetria do feixe[44].

De posse desses dados, a área para uma distância igual a zero é calculada através da regressão linear desses quatro planos. Este valor, denominado Área da Seção Transversal do Feixe na Distância Zero, A_{STF0}, é então multiplicado por um fator de correção que depende do raio efetivo do cabeçote e do número de onda[40].

O raio efetivo do cabeçote, a_1, em cm, é encontrado pela eq.(25) (NBR IEC 1689:1998):

$$\pi \cdot a_1^{\,2} + (0{,}0305k \cdot A_{STF0} \cdot a_1 - 2{,}58 \cdot A_{STF0}) = 0 \tag{25}$$

onde *k* é o número de onda dado por: $k = \dfrac{2 \cdot \pi}{\lambda}$

λ é o comprimento de onda.

O fator de correção será então:

$$F_{ac} = \begin{cases} 1{,}354 & para \; k \cdot a_1 < 40 \\ 2{,}58 - 0{,}0305k \cdot a_1 & para \; k \cdot a_1 \geq 40 \end{cases} \tag{26}$$

A Área de Radiação Efetiva, A_{RE}, é então calculada pela eq.(27):

$$A_{RE} = F_{ac} \cdot A_{STF\,0} \tag{27}$$

É importante considerar também a forma da distribuição da Intensidade Efetiva, já que podem existir “pontos quentes”, ou seja, pontos onde há uma concentração maior de energia. Essa ocorrência pode levar a efeitos adversos, como cavitação (colapso de bolhas) e destruição do tecido interno[45].

A energia proveniente da radiação acústica pode se manifestar de duas maneiras, termicamente ou mecanicamente. Já é provado através de uma série de estudos que o aumento da temperatura num certo local gera efeitos biológicos adversos, caso atinja níveis muito altos[45]. Por outro lado, os efeitos mecânicos provenientes da incidência do ultra-som ainda não são compreendidos completamente, mas já foi mostrado o efeito prejudicial do fluxo ao redor de bolhas de gás compressível ou o colapso por cavitação de bolhas de gás transitórias[46,47].

Por essas razões, são calculados dois índices, um mecânico e outro térmico, de forma a orientar o operador no sentido de utilizar o equipamento considerando a possibilidade desses riscos. Uma razão a mais para que a operação do equipamento seja realizada prudentemente é o fato dos efeitos adversos provenientes do ultra-som serem de caráter de ponto inicial, isto é, estes efeitos não aparecem caso uma barreira de tolerância não seja ultrapassada, ao contrário dos raios-X, que apresentam um efeito cumulativo[40].

Define-se o índice mecânico, *MI*, através da eq.(28):

$$MI = \frac{p_{\mathrm{ra}}\, f_{\mathrm{awf}}^{\;-1/2}}{C_{MI}} \tag{28}$$

onde: C_{MI} - coeficiente de cálculo do índice mecânico, em megapascal por raiz de megahertz;
p_{ra} - pico da pressão acústica rarefacional atenuada no ponto de interesse, em megapascal;
f_{awf} - freqüência Acústica de Trabalho, em megahertz.

O coeficiente de cálculo do índice mecânico é utilizado para que o valor final do índice mecânico seja adimensional, possuindo um valor unitário, de forma que a magnitude do resultado não dependa desse coeficiente.

O pico da pressão acústica rarefacional atenuada, p_{ra}, é o máximo do módulo da pressão acústica negativa instantânea num campo acústico durante um período de repetição (IEC 60601-2-37: 2001).

Acha-se o valor de p_{ra} calculando-se $p_{ra}(z)$ a uma distância z_{MAX} do ponto de interesse, utilizando a eq.(29):

$$p_{ra}(z) = p_r(z)10^{(-\alpha z f_{awf}/20)} \tag{29}$$

onde: α - coeficiente de Atenuação Acústica, em decibel por centímetro por megahertz;
$z=z_{MAX}$ - distância ao ponto onde a Integral da Intensidade do Pulso Atenuada é máxima;
f_{awf} freqüência Acústica de Trabalho, em megahertz;
$p_r(z)$ pico da pressão acústica rarefacional medido na água, em megapascal.

O índice térmico, *TI*, é definido pela eq.(30), genericamente, como sendo a razão entre a potência acústica atenuada num ponto especifico e a potência acústica atenuada necessária para aumentar a temperatura nesse ponto em 1ºC.

$$TI = \frac{P_\alpha}{P_{\deg}} \tag{30}$$

onde P_α - potência acústica atenuada
$P_{\deg}$ - estimativa da potência acústica atenuada necessária para aumentar em 1ºC

A potência acústica atenuada a uma distância z é dada pela eq.(31):

$$P_\alpha(z) = P(z)\cdot 10^{(-\alpha\cdot z\cdot f_{awf}/10)} \tag{31}$$

onde: α - coeficiente de atenuação acústica em decibels por centímetro por megahertz
z distância da fonte ao ponto de interesse em centímetros
f_{awf} freqüência acústica de trabalho em megahertz
P_α potência acústica de saída atenuada em miliwatts
P potência de saída medida em água, em miliwatts

A distância *z* utilizada no cálculo é determinado pelo local onde o produto entre a potência atenuada de saída e a integral da intensidade do pulso atenuado é máximo.

Portanto, o índice *TI* dá uma idéia do potencial de aumento de temperatura na utilização do aparelho, apesar de não garantir exatamente esse aumento. Um *TI* igual a 2 não significa que haverá um aumento de exatos 2ºC, mas garante que haverá um aumento maior do que haveria para um *TI* igual a 1, considerando o mesmo equipamento.

Na prática, o cálculo se faz dependendo de dados experimentais, influenciados pelo local e modo de aplicação. Como existem várias possibilidades de aplicação do ultra-som, três situações principais foram criadas para simplificar o processo: foco em tecido mole, foco no osso e osso em superfície (crânio) (IEC 60601-2-37:2001).

O método de determinação do índice também depende do campo ser formado no modo de varredura ou não varredura. O modo de varredura é o modo de operação que envolve uma seqüência de pulsos ultra-sônicos que gera linhas de varredura que não acompanham o caminho acústico. Analogamente, o modo não-varredura é o modo de operação que envolve uma seqüência de pulsos por ultra-som que gera linhas de varredura que seguem o mesmo caminho acústico (IEC 60601-2-37:2001).

Uma alternativa aos ensaios dentro do tanque acústico seria a aquisição de um conjunto de anteparos acústicos com furos circulares para serem colocadas na frente da balança de ultra-som e com isso estimar a área efetiva como citado na subcláusula 2.12.105, porém esta solução só se aplica a transdutores de superfície circular de radiação plana. Um fornecedor destes anteparos é a empresa Precision Acoustics (UK) e o custo de USD 2.325. Apesar do maior tempo necessário para realizar a medida dentro do tanque acústico, optou-se por essa solução, pois o valor dos anteparos não compensa o investimento.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento desta pesquisa foram escolhidos e adquiridos diversos instrumentos de medição para avaliação de equipamentos eletromédicos que operam por meio de fenômenos ondulatórios segundo a série de Normas Técnicas NBR IEC 60601[53]. Os critérios de seleção estão descritos na seção 4.1.

Os instrumentos adquiridos foram ensaiados no recebimento utilizando fontes de sinais alternativos aos equipamentos eletromédicos, tanto para verificação de funcionamento e familiarização com as funcionalidades descritas nos manuais de operação e utilização, como para aprendizagem de utilização dos softwares acompanhantes dos instrumentos.

Após a familiarização com a utilização dos instrumentos, realizou-se a avaliação de pelo menos um equipamento eletromédico para cada tipo de fenômeno ondulatório, com o objetivo de se criar documentos que atestem a validação de procedimentos técnicos (VPTs) de ensaios para serem utilizados na verificação das conformidades com a série de Normas Técnicas NBR IEC 60601 e IEC 60601.

Os procedimentos adotados e validados serão utilizados pela Divisão de Ensaios e Calibração do Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de São Paulo para acreditação junto ao INMETRO na certificação de equipamentos eletromédicos em conformidade com as seguintes Normas:

- NBR IEC 60601-2-3:1997 Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento de terapia por ondas curtas.[48]
- NBR IEC 60601-2-05:1997 Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia.[49]
- NBR IEC 60601-2-06:1997 Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento de terapia por microondas.[50]
- NBR IEC 60601-2-22:1997 Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a LASER.[51]
- NBR IEC 60601-2-50:2003 Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento de fototerapia.[52]

As séries de Normas Técnicas NBR IEC 60601 e IEC 60601, dentro das suas atribuições, prescrevem os requisitos mínimos para garantir a segurança do paciente e do operador, bem como o desempenho essencial dos equipamentos eletromédicos, estipulando, entre outras coisas, limites para a intensidade das interações durante a utilização do equipamento eletromédico.[53]

Por exemplo, os limites para radiação eletromagnética estipulados nesta série de Normas Técnicas exigem medições de potência emitida [W] ou irradiância [W/m^2] dos equipamentos eletromédicos.

Para as interações mecânicas, em particular o ultra-som, é necessário caracterizar cada transdutor quanto ao campo acústico gerado e ao aumento de temperatura que ele provoca no tecido humano, apenas para dar um outro exemplo.

A seguir serão expostos, resumidamente, os equipamentos eletromédicos e a instrumentação que foi selecionada e utilizada na realização das medições das grandezas físicas envolvidas.

3.1 Equipamentos avaliados

Os seguintes tipos de equipamentos eletromédicos que emitem radiações não-ionizantes foram avaliados, separadas por categorias:

- Equipamento de terapia por ondas curtas;
- Equipamento de terapia por microondas;
- Equipamento de fototerapia;
- Equipamento de terapia a LASER;
- Equipamentos de terapia por ultra-som.

A seguir serão mostradas algumas características de construção de cada um dos tipos de equipamentos que foram ensaiados e os tipos de radiações que eles emitem.

3.1.1 Equipamento de terapia por ondas curtas

A Norma NBR IEC 60601-2-3:1997 classifica como equipamento de terapia por ondas curtas o equipamento para o tratamento do paciente pela exposição a campos elétricos ou magnéticos produzidos pela operação do equipamento, com freqüências entre 3MHz e 45MHz.[48].

Na Figura 28 pode-se ver um exemplo deste tipo de equipamento.

Figura 28 - Equipamento de ondas curtas com aplicador capacitivo[1]

Os aplicadores utilizados podem ser capacitivos ou indutivos. O aplicador capacitivo é formado por duas placas metálicas onde se faz variar o campo elétrico e o tecido entre os eletrodos faz o papel do dielétrico. O aplicador indutivo baseia-se na formação de um campo magnético alternante formado pela passagem de corrente alternada de alta freqüência por uma bobina.

Apesar dos equipamentos de terapia por ondas curtas poderem operar entre 3MHz e 45MHz, a Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) regulamenta o uso das freqüências para que não ocorram interferências entre os diferentes equipamentos que utilizam radiações eletromagnéticas (por exemplo: telefonia, televisão, radiodifusão e medicina). Através do Ato ANATEL No. 64.291 as faixas destinadas a aplicações industriais, científicas e médicas (ISM) dentro das ondas curtas são[54]:

- 6765-6795 kHz (freqüência central 6780 kHz).
- 13553-13567 kHz (freqüência central 13560 kHz).
- 26957-27283 kHz (freqüência central 27120 kHz).

Em um estudo feito por Gruber & Gewehr foram ensaiados onze modelos de equipamentos de sete fabricantes diferentes e todos operavam em 27120 kHz. [55]

[1] Equipamento de ondas curtas do fabricante BIOSET.

3.1.2 Equipamento de terapia por microondas

A Norma NBR IEC 60601-2-06:1997[50] classifica como equipamento de microondas o equipamento para o tratamento de pacientes por meio de propagação de campo eletromagnético em uma faixa de freqüência superior a 300MHz, mas que não exceda 30GHz.

Na Figura 29 pode-se ver um exemplo deste tipo de equipamento.

Figura 29 - Exemplo de equipamento de microondas[2]

Estes equipamentos geralmente são construídos a partir de uma válvula magnetron, um guia de ondas e um aplicador do tipo antena.

3.1.3 Equipamento de fototerapia.

A Norma NBR IEC 60601-2-50:2003 classifica como equipamento de fototerapia o equipamento que emite irradiação no espectro de radiação principal na faixa entre 400nm e 500nm para reduzir a concentração de bilirrubina no corpo de recém nascidos. Na Figura 29 pode-se ver um exemplo deste tipo de equipamento.

---

[2] Equipamento de terapia por microondas do fabricante HTM.

Figura 30 - Exemplo de equipamentos de fototerapia[3]

3.1.4 Equipamento de terapia LASER

A Norma NBR IEC 60601-2-22:1997 intitulada “Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a LASER” regulamenta os requisitos mínimos de segurança e desempenho essencial que devem ser levados em conta durante o processo de construção, avaliação, ensaios e certificação desse tipo de equipamento, sendo um exemplo de equipamento visto na Figura 31.

Figura 31 - Exemplo de equipamento de terapia LASER[4]

[3] Equipamento de fototerapia do fabricante FANEM.
[4] Equipamento de terapia LASER do fabricante KLD.

De acordo com a cláusula 2, terminologia e definições e a subcláusula 2.1.111 dessa Norma, a definição de EQUIPAMENTO a LASER é:

“um produto a LASER na subcláusula 3.41 da IEC 60825-1:1993, destinado a aplicação de uma radiação LASER em tecido biológico para propósitos de diagnóstico ou terapia”.

A IEC 60825-1 - Safety of LASER products - Part 1: Equipment classification and requirements, especifica a classificação dos produtos a LASER e os requisitos mínimos de segurança para qualquer equipamento que utilize LASER.

A Norma brasileira se referencia aos vários termos e definições presentes nessa Norma internacional.

3.1.5 Equipamento de terapia por ultra-som

Segundo a Norma NBR IEC 60601-2-05:1997 o equipamento de ultra-som utilizado com propósitos terapêuticos é denominado ultra-som para terapia. Segundo a subcláusula 2.2.101 dessa Norma, o ultra-som é uma oscilação mecânica cuja freqüência está acima de 20kHz.

Este tipo de equipamento inclui essencialmente um gerador de energia elétrica de alta freqüência e um transdutor para converter esta energia em ultra-som.

Na Figura 32 pode-se ver um exemplo de equipamento deste tipo onde dois transdutores circulares nos suportes laterais são apresentados.

Figura 32 - Exemplo de equipamento de ultra-som para terapia[5]

[5] Equipamento de ultra-som para terapia do fabricante KLD.

4 Resultados

Os resultados desta pesquisa estão apresentados neste capítulo na seqüência numérica das Normas Técnicas correspondentes aos equipamentos eletromédicos ensaiados.

A seleção dos instrumentos de medição baseou-se nas prescrições da série de Normas Técnicas NBR IEC 60601[53] para atender as várias características e especificações dos equipamentos eletromédicos comerciais, por exemplo, as faixas de freqüências, potências e irradiâncias que precisavam ser medidas.

A DEC/LEB-EPUSP já possuía diversos instrumentos de medição que foram utilizados, além de outros que precisaram da compra de acessórios.

Para as medições em que não se dispunham de instrumentos foram feitas pesquisas através de catálogos, internet e solicitação informal de sugestões de fornecedores feitas ao Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT) e ao Laboratório de Ultra-som do INMETRO.

Os instrumentos de medição que poderiam ser adquiridos foram numerados para cada tipo de fenômeno ondulatório e os critérios de seleção estão expostos no final da listagem dos instrumentos.

As características técnicas e a adequação às prescrições da Norma Técnica correspondente foram verificadas, bem como feitas a análise do princípio de funcionamento de cada instrumento e o modo de utilização durante o ensaio.

4.1 Equipamento de terapia por ondas curtas

4.1.1 Prescrição da Norma Técnica

Para os equipamentos de terapia por ondas curtas não é definida uma irradiância limite, mas a potência máxima de saída como descrito na subcláusula 51.2 da Norma:[48]

“A potência de saída máxima do EQUIPAMENTO não deve exceder 500W, quando medida como descrita na cláusula 50”.

A medição é realizada utilizando-se uma carga resistiva, normalmente 50Ω a 150Ω, que é eletricamente balanceada em relação ao terra na freqüência de operação do equipamento de terapia por ondas curtas.

O erro do dispositivo de medição de potência não deve exceder ± 10% da leitura de fundo de escala quando a verificação é feita com freqüências baixas (isto é, 60 Hz c.a. ou c.c.).

Na cláusula 50 existe uma exceção para equipamentos de até 10W que devem ser medidos como especificado pelo fabricante.

Para realizar as medições são necessários dois arranjos experimentais descritos pelas Figuras 103 e Figura 104 da Norma NBR IEC 60601-2-3:1997.

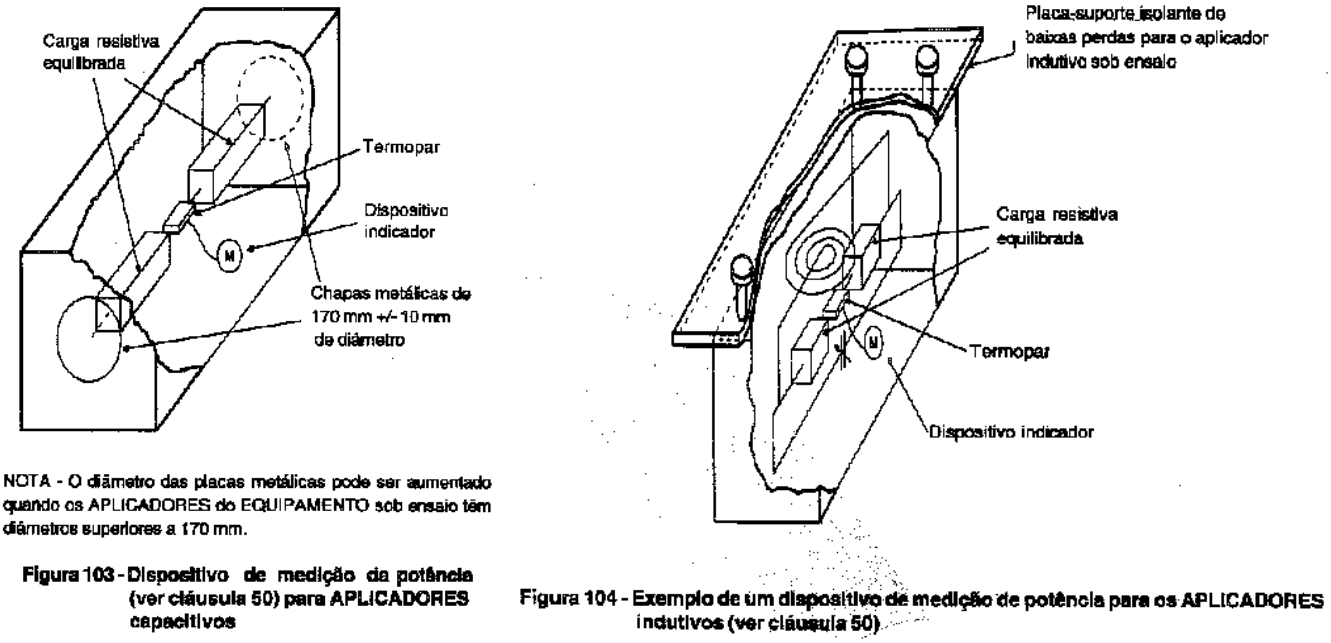


Figura 33 - Arranjos experimentais da Norma NBR IEC 60601-2-3:1997

A calibração deste sistema é feita aplicando um sinal alternado (60 Hz) de potência conhecida e medindo-se a temperatura do sistema através de um termopar. Através deste método levanta-se uma curva de calibração (potência x temperatura) que será utilizada para calcular a potência entregue pelo aparelho de terapia por ondas curtas.

4.1.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado

Não foi possível obter um equipamento de ondas curtas para a realização dos ensaios de medição de potência. No entanto, o dispositivo de medição já foi utilizado para os ensaios de conformidade de um equipamento em um processo de ensaios do Laboratório. O técnico responsável por este ensaio levantou só três pontos da curva de calibração do dispositivo de medição. Esta pesquisa fez o levantamento da curva completa de calibração do dispositivo entre 50W e 500W e a descrição de como propagar as incertezas para os valores obtidos nas medições.

A realização deste ensaio será feita futuramente pela substituição da fonte de calibração pelos aplicadores do equipamento de ondas curtas. O ensaio real não pôde ser feito, mas a calibração do dispositivo é equivalente à simulação do procedimento de medição.

4.1.3 Processo de medição

Utilizando-se uma fonte de corrente AC de 60Hz, aplica-se uma corrente constante sobre o dispositivo de medição. A corrente é ajustada para que se possam obter potências dissipadas no dispositivo na faixa de 50W a 500W.

Um termômetro calibrado com sensor de termopar é fixado entre as faces dos tubos cerâmicos dos resistores de carga do dispositivo de medição e mede-se a temperatura atingida. Deve-se esperar que o sistema entre em equilíbrio térmico. O equilíbrio térmico é considerado atingido quando a temperatura medida não variar mais do que 2°C ao longo do tempo.

O valor numérico da temperatura medida é proporcional à potência ajustada.

O procedimento é repetido para se levantar uma curva de calibração (potência x temperatura) para a faixa de potências até 500W.

Feita a calibração da resistência de carga, relacionando a potência e a temperatura, troca-se a fonte de corrente pelos aplicadores do equipamento de ondas curtas e ajusta-se a máxima potência de saída do equipamento.

O espaçamento entre os aplicadores capacitivos e as placas metálicas da carga é variado, de forma a maximizar a potência de saída para uma dada resistência de carga.

Atingido o equilíbrio térmico, a temperatura medida deverá ser convertida em potência utilizando a curva de calibração da resistência de carga.

A conformidade com a prescrição da Norma é obtida se o valor da potência medida estiver dentro de ±30% da potência declarada pelo fabricante.

4.1.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição

Não houve necessidade de adquirir-se nenhum instrumento, material ou acessório para complementar a capacitação técnica do Laboratório de Ensaios neste ítem.

4.1.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s)

- Termômetro (código DEC: TER-048).
- Transformador Variac (código DEC: ATR-065).
- Watímetro Yokogawa modelo WT210 (código DEC: WAT-086).
- 2 resistores não indutivos de fio com 25Ω 5% e 500W.
- 2 resistores não indutivos de fio com 50Ω 5% e 500W.
- 2 resistores não indutivos de fio com 75Ω 5% e 500W.

4.1.6 Arranjos experimentais

O dispositivo de medição de potência, visto na Figura 34, foi montado utilizando-se os dois resistores de 25Ω ligados em série. São utilizados dois

resistores não-indutivos de mesmo valor ôhmico para que o potencial elétrico no centro do sistema seja eletricamente balanceado em relação ao potencial terra.

Duas placas metálicas de 170mm de diâmetro são conectadas nas extremidades, cuja função é direcionar o campo elétrico para as resistências de carga. O procedimento de ensaio deve ser repetido para os resistores de 50Ω e 75Ω.

Figura 34 - Arranjo experimental para medição de potência de ondas curtas em aplicadores capacitivos implementado no DEC/LEB.

A ponta do sensor de temperatura do termômetro TER-048 é conectada no suporte de alumínio entre as faces de junção dos resistores de 25Ω.

A saída do transformador Variac ATR-065 é ligada em série com o amperímetro do wattímetro WAT-086 e em paralelo com as duas placas metálicas. O voltímetro do wattímetro é utilizado para monitorar a tensão elétrica sobre os resistores.

Para os aplicadores do tipo indutivo seria necessário ligar em paralelo com os resistores um circuito ressonante. O circuito ressonante consiste em uma bobina em hélice chata de três espiras de um tubo de cobre de 6mm com um espaçamento de 12,5 mm entre espiras com um diâmetro de 150 mm em paralelo com um capacitor variável de capacitância máxima de 60 pF. O circuito ressonante não foi construído porque não foi possível obter-se um gerador de campo magnético ajustável e calibrado na freqüência de 27,12 MHz para o ensaio deste dispositivo e também um equipamento com aplicador indutivo para ensaio.

4.1.7 Resultados das medições

Montado o dispositivo de medição de potência da Figura 34, obteve-se uma curva de calibração (Potência x temperatura) variando-se a tensão aplicada pelo Variac sobre os resistores.

Para cada medição foi esperado o sistema atingir a estabilidade térmica e anotado o valor da temperatura quando esta não variava mais que 2°C. Os valores obtidos podem ser vistos na Tabela 11.

Tabela 11 - Potência aplicada e temperatura no dispositivo de medição.

Temperatura ± 2.0 (°C)	Potência (W)	Incerteza (W)
52,7	52,1	± 2,8
72,8	100,5	± 3,9
88,2	149,1	± 4,7
109,9	205,6	± 5,5
120,3	254,7	± 6,1
148,2	308,7	± 6,7
164,4	350,6	± 7,2
178,5	410,6	± 7,7
191,2	455,7	± 8,2
205,3	499,7	± 8,5

As incertezas foram avaliadas de acordo com os manuais dos instrumentos de medição e os certificados de calibração.

Utilizando os dados da Tabela 11 foi construída uma curva de calibração transferindo-se[56] a incerteza da variável temperatura para a variável potência por meio da eq.(32):

$$\sigma^2 = \sigma P^2 + \left(\frac{dP}{dT}\right)^2 \cdot \sigma T^2 \qquad \left(\frac{dP}{dT}\right) = \tilde{a} \tag{32}$$

onde *ã=2,9* é um valor aproximado para a inclinação da reta ajustada sobre a curva de calibração. A variável *P* é suposta com erro σ e a variável *T,* temperatura é suposta isenta de erros.[56].

Com este procedimento obteve-se a curva de calibração vista na Figura 35.

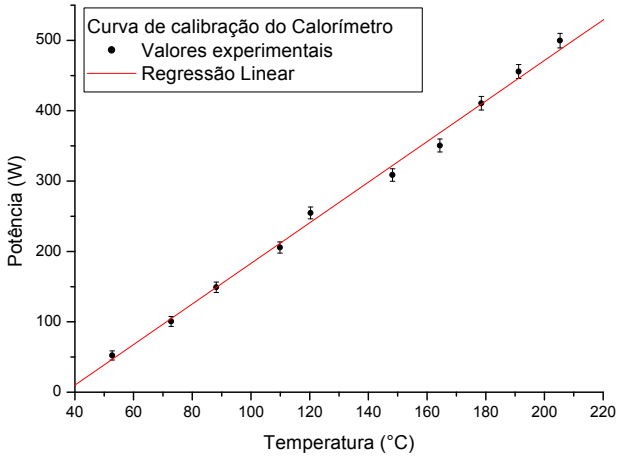


Figura 35 - Curva de calibração do dispositivo de medição de potência.

O ajuste de reta foi feito através do aplicativo computacional Microcal™Origin® versão 6.0, obtendo-se os seguintes valores para a reta da eq.(33):

$$P = aT + b \tag{33}$$

onde P é a potência, T a temperatura, a a inclinação e b a elevação da reta.

- $a = 2{,}883 \pm 0{,}066$
- $b = -105{,}29 \pm 8{,}47$

Utilizando novamente o método de propagação de incertezas, o erro associado à medição é dado pela eq.(34):

$$\sigma P^2 = \left(\frac{\partial P}{\partial a}\right)^2 \cdot \sigma a^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial b}\right)^2 \cdot \sigma b^2 + \left(\frac{\partial P}{\partial T}\right)^2 \cdot \sigma T^2 = T^2 \cdot \sigma a^2 + \sigma b^2 + a^2 \sigma T^2 \tag{34}$$

$$\sigma P = \sqrt{T^2.0{,}066^2 + 8{,}47^2 + 2{,}883^2 \cdot 2^2} = \sqrt{0{,}004356.T^2 + 105}$$

Com a curva de calibração conhecida, substitui-se o Variac pelo aplicador do equipamento de ondas curtas e procede-se a sintonia para obter a máxima saída.

A potência de saída é obtida pela medição da temperatura sobre o calorímetro e calculada através da eq.(33). A incerteza da medição é calculada através da eq.(34).

O procedimento realizado foi repetido, de forma independente, por um dos técnicos da DEC/LEB utilizando os pares de resistências de carga 25Ω, 50Ω e 75Ω

afim de validar o procedimento de ensaio. Os resultados obtidos podem ser vistos na Tabela 12.

Tabela 12 - Calibração da giga de ensaio de ondas curtas

Resistores de 25			Resistores de 50			Resistores de 50		
Temperatura ± 2.0 (°C)	Potência (W)	Incerteza (W)	Temperatura ± 2.0 (°C)	Potência (W)	Incerteza (W)	Temperatura ± 2.0 (°C)	Potência (W)	Incerteza (W)
41.4	50.1	5.8	40.4	50.2	5.8	40.8	50.4	5.8
61.5	100.0	5.9	64.7	98.7	5.9	59.0	100.1	5.9
81.8	153.3	6.0	86.9	150.8	6.0	86.7	150.4	6.0
102.8	201.2	6.2	105.2	200.5	6.2	107.4	200.2	6.2
122.2	252.0	6.4	125.1	251.5	6.4	125.1	254.7	6.4
139.4	302.6	6.6	139.7	303.1	6.6	139.1	299.6	6.6
152.0	347.6	6.8	154.2	350.9	6.8	155.3	345.2	6.8
168.7	408.6	7.2	170.1	403.4	7.1	169.2	401.4	7.1
178.5	455.4	7.4	180.4	452.3	7.4	182.7	455.1	7.4
191.9	516.9	7.8	194.5	505.5	7.8	195.9	501.8	7.7

Utilizando-se todos os dados para as três cargas construiu-se a Figura 36 que mostra a reta de calibração ajustada.

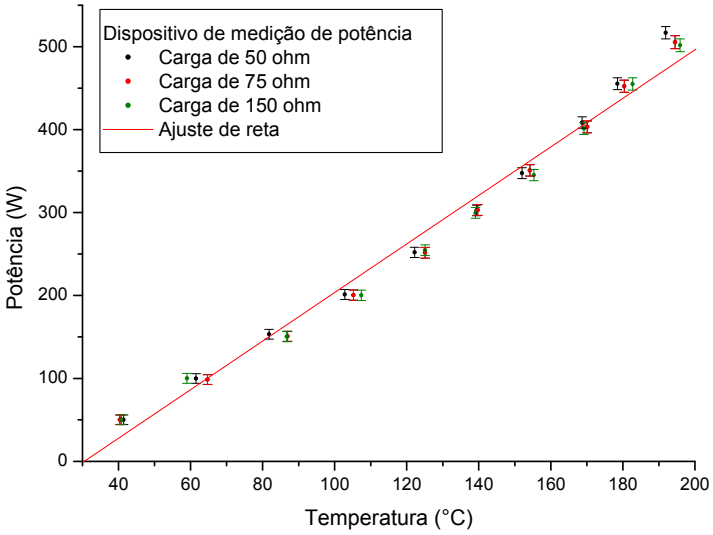


Figura 36 - Curvas de calibração para as três cargas totais de ensaio

A nova equação de calibração que deve ser utilizada para os ensaios da Norma, de acordo com o ajuste de reta obtido, é dada pela eq.(35) :

$$P = 2{,}928.T - 89{,}29 \tag{35}$$

onde P é a potência calculada
T é a temperatura medida

O erro do dispositivo de medição calculado segundo os critérios de propagação de erros[56] é calculado pela eq.(36):

$$\sigma P = \sqrt{T^2.0{,}069^2 + 8{,}80^2 + 2{,}928^2 \cdot 2^2} = \sqrt{0{,}004761.T^2 + 112} \qquad (36)$$

4.1.8 Análise dos resultados das medições

Para uma temperatura no dispositivo de medição de 200°C, a potência calculada pela eq.(33) é de 496 W, com uma incerteza na medida, calculada pela eq.(34), de ± 17W.

Utilizando as equações eq.(35) e eq.(36) obtém-se: 471 ± 17 W.

Obteve-se uma boa repetibilidade na calibração do dispositivo de medição comparando-se a realização do ensaio por duas pessoas diferentes.

O erro de fundo de escala para o dispositivo de medição, nos dois casos, fica em torno de 3,5%, satisfazendo a condição da Norma que exige que o dispositivo de medição não exceder ± 10% da leitura de fundo de escala.

Para potências de ondas curtas abaixo de 50W o erro do dispositivo de medição é muito grande perto do valor da incerteza.

A precisão do método é válida se for esperado um intervalo de tempo suficiente para se obter a estabilidade térmica do calorímetro.

A espera da estabilidade térmica é uma variável muito subjetiva para ser controlada pela pessoa que realiza o ensaio. Portanto, durante o levantamento da curva de calibração, verificou-se que um intervalo de dez minutos pode ser considerado suficiente para se obter a estabilidade térmica.

O material com o qual foi construído o dispositivo de ensaio, poliuretano, não se mostrou adequado devido às elevadas temperaturas atingidas (205°C). Durante o levantamento da curva de calibração os suportes das resistências foram substituídos por outros de madeira. Os suportes de madeira resistiram a este ensaio, mas precisam ser substituídos por outros mais adequados feitos de algum material não metálico para não interferirem no campo elétrico dos aplicadores do equipamento de ondas curtas. Podem ser testados futuramente suportes de “baquelite” ou teflon.

4.2 Equipamento de terapia por ultra-som

4.2.1 Prescrição da Norma Técnica

A irradiância máxima permitida para um equipamento de terapia por ultra-som é de 3W/cm^2 e o vazamento lateral do transdutor para a mão do operador não deve ultrapassar o valor de 100mW/cm^2.

Para a caracterização do transdutor é necessário o mapeamento do feixe ultra-sônico e o cálculo de todos os parâmetros descritos na Norma IEC 1689[42].

A prescrição geral é que os valores medidos para a potência máxima de saída ou intensidade efetiva não devam diferir por mais de ± 30% do valor indicado pelo equipamento.

Outra prescrição é que a relação de intensidade (intensidade máxima dividida pela intensidade efetiva) não deva exceder o valor 2.

4.2.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado

O equipamento utilizado para avaliação dos procedimentos técnicos de ensaio foi o ultra-som para terapia e estética modelo Avatar-III da empresa KLD Biosistemas Eletrônicos Ltda.

Este equipamento de ultra-som possui dois transdutores para aplicação de tratamento. Um transdutor de 1MHz utilizado para fisioterapia e outro de 3MHz utilizado com finalidade estética. As características declaradas pelo fabricante deste equipamento de ultra-som encontram-se reunidas na Tabela 13:

Tabela 13 - Características dos transdutores de ultra-som ensaiados

Tensão Nominal	14 VDC +/-10%
Potência Nominal	50W
Frequências de Ultrasom	1MHz e 3MHz
Potência de Saída Declarada	10W
Método de Aplicação	CONTATO
Modos de Emissão	Contínuo e Pulsado
Intensidade Efetiva	2W/cm2 (Contínuo) e 3W/cm2 (Pulsado)
SATP*	10W (Contínuo) e 15W (Pulsado)
Forma de Onda da Modulação	Retangular
Frequências da Modulação	Cont., 16, 32, 48, 64, 96Hz
Índice de Modulação	Cont., 5%, 10%,15%, 20%, 25%, 30%
Conexões de Saída	2
Temporizador	1 a 30 minutos

CABEÇOTE APLICADOR de 1MHz e 3MHz (Esthétic)	
Área Geométrica	7cm2
ERA*	5cm2
BNR*	<6
Tipo do Feixe	COLIMADO
Peso	230g

*SATP = Intensidade Média de Pico
*ERA = Área Efetiva de Radiação
*BNR = Relação de não-uniformidade do feixe

4.2.3 Processo de medição

O parâmetro principal que precisa ser determinado na caracterização do transdutor de ultra-som é a intensidade efetiva de radiação. Ela é calculada dividindo-se a potência efetiva de saída do equipamento, medida com a balança de ultra-som, pela área de radiação efetiva medida com o tanque de ultra-som.

A utilização da balança de ultra-som é simples. Calibra-se a balança colocando sobre o suporte uma massa de 1g e se verifica a indicação da potência equivalente, que deve ser de 14,65 W. Em seguida, prende-se o transdutor no suporte da balança, liga-se o equipamento e realiza-se a medição. O único detalhe importante é a utilização de água desgaseificada de ótima qualidade para evitar a formação de bolhas sobre o alvo de ultra-som.

A área efetiva do transdutor de ultra-som é a região da face que realmente emite campo ultra-sônico. Esta área não é igual à área da face do cabeçote aplicador e nem sempre é igual à área da cerâmica piezelétrica, pois quando a cerâmica vibra as estruturas próximas também vibram, no efeito conhecido como efeito de borda. A área efetiva do transdutor é a região do plano paralelo a face do transdutor que emite 75% da energia do feixe de ultra-som. A sua determinação deve ser feita pela determinação dos quatro planos descritos nos métodos de medição de ultra-som (seção 2.6.3, página 56).

O transdutor que será ensaiado deve ser montado no suporte de fixação do tanque. A seguir procede-se a calibração da distância existente entre a face do hidrofone de membrana e a face do transdutor. Utiliza-se para este procedimento um bloco de acrílico calibrado com 25mm de espessura. Por meio do posicionamento manual ao longo do eixo Z faz-se que o bloco seja encostado entre a duas faces e que a distância seja informada através de digitação para o software.

A seguir deve ser feito um alinhamento manual entre o centro geométrico da face do transdutor e da face do hidrofone. Adquire-se então a primeira forma de onda no osciloscópio e o sistema calcula de forma automática a transformada de Fourier para se localizar a freqüência central do transdutor de ultra-som.

O próximo passo a ser seguido é a localização no plano paralelo a face do transdutor do pico de intensidade acústica.

Depois deste alinhamento manual inicial, o sistema deve ser alinhado através de mapeamento ao longo do eixo acústico (eixo Z), onde o software auxilia nos procedimentos que são necessários, sendo que os mesmos estão descritos no manual de utilização do tanque.

Feito o alinhamento do eixo acústico deve-se proceder à localização do último pico de pressão acústica ao longo deste eixo (valor Zn da IEC1689). A localização é feita em duas etapas, primeiramente com passos de 0,5 cm para se localizar a região onde se encontra o último máximo e depois um refinamento em passos de 0,1cm.

Determinada esta distância o sistema é movido para ela e se realizam diversas medições para determinação de valores de intensidade, índices mecânicos (MI), índices térmicos (TI), a pressão de pico rarefacional e outros parâmetros.

Para esta distância de último máximo o software determina, de acordo com a IEC 1689, quais serão as distâncias dos quatros planos a serem mapeados.

Para os dois transdutores ensaiados estas distâncias foram de 1 cm, 2 cm, 4 cm e 8 cm.

A partir deste momento o mapeamento dos quatro planos é feito de forma automatizada, e dependendo do passo utilizado pode-se demorar horas para se mapear um único plano.

Terminado o mapeamento utiliza-se a ferramenta de processamento disponível para analisar os resultados.

4.2.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição

A DEC/LEB já possuía no início da pesquisa uma balança de ultra-som modelo UPM-DT-1 da empresa Ohmic Instruments. A faixa de medição deste instrumento é de 0 a 30 W, com resolução de ±2 mW e uma precisão de ±3 % + 1 dígito, visto na Figura 37.

Figura 37 - Balança de ultra-som UPM-DT-1

O tanque de ensaios acústicos que foi adquirido para a caracterização dos transdutores de ultra-som é o modelo Acoustic Measurement System (AMS) versão 2.2 do fabricante Sonora Medical System, visto na Figura 38.

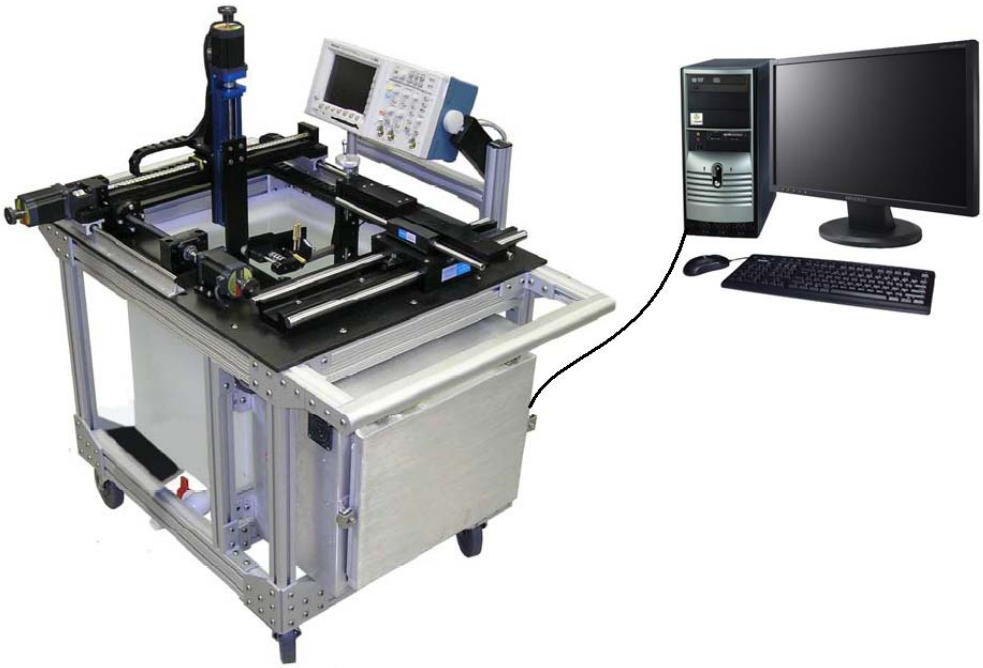


Figura 38 - Tanque de ultra-som.

O tanque de ensaios é operado por um software através de um computador tipo “PC” com sistema operacional Windows XP e interface gráfica escrita no aplicativo LabView® de propriedade do fabricante National Instruments.

O tanque utiliza um sistema de posicionamento mecânico formado por três eixos rotativos, com rosca de precisão, acionados por motores de passo, formando um sistema cartesiano de eixos (X, Y, Z). O sistema de posicionamento é utilizado para realizar a caracterização do campo ultra-sônico gerado pelo transdutor de ultra-

som sob ensaio. O transdutor é fixo no suporte vertical e o sensor (hidrofone) é movido pelo sistema de posicionamento para se fazer o mapeamento do campo acústico. Os motores de passo são controlados pelo computador “PC”.

A saída do hidrofone é amostrada e digitalizada pelo osciloscópio do sistema que envia os dados para armazenamento e processamento até o computador “PC”. A interface de comunicação do computador “PC” com o osciloscópio e o controlador dos motores de passo é feita através do padrão IEEE 802.3 ETHERNET.

Segundo o catálogo do fabricante, o software de análise fornecido atende as especificações das medições exigidas pelas Normas NBR IEC 60601-2-05:1997 e NBR IEC 60601-2-37:2003. As funcionalidades incluem funções para alinhamento do sensor, mapeamento em profundidade (“Z-Scan”), localização automática do ponto de intensidade pico espacial, captura de formas de onda, mapeamento paralelo à face do transdutor de ultra-som para determinação da potência total e geração de gráficos em planos ortogonais. O índice mecânico é determinado automaticamente para cada forma de onda adquirida e o software possui rotina para determinação dos índices térmicos. Rotinas específicas permitem a criação de gráficos e geração de tabelas de dados requeridos pelas Normas de avaliação de transdutores.

O motivo que levou a escolha deste instrumento foi a existência de um equipamento igual no Laboratório de Ultra-som do INMETRO e a existência de assistência técnica nacional através da empresa ATCS Comércio e Serviços de Equipo Médicos Ltda.

Possuindo o mesmo tipo de equipamento pretende-se facilitar a troca de experiências sobre a utilização do mesmo e facilitar os procedimentos para uma possível comparação interlaboratorial.

4.2.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s)

- Balança de ultra-som modelo UPM-DT-1 da empresa Ohmic Instruments
- Tanque de ensaios Acoustic Measurement System (AMS) versão 2.2 do fabricante Sonora Medical System

4.2.6 Arranjos experimentais

O operador que for realizar ensaios em equipamentos de ultra-som deve possuir um bom conhecimento técnico de sistemas de ultra-som, transdutores e dos princípios de medição de potência e intensidade acústica para a realização dos ensaios. A leitura e obediência a de todas as instruções fornecidas pelo manual para a operação do tanque de ensaio acústico, bem como todas as precauções de segurança recomendadas devem ser tomadas.

As exatidões das medições acústicas feitas com o tanque de ultra-som são de responsabilidade do operador atender a todas recomendações fornecidas.

O arranjo experimental para medição de potência de ultra-som pode ser visto na Figura 39.

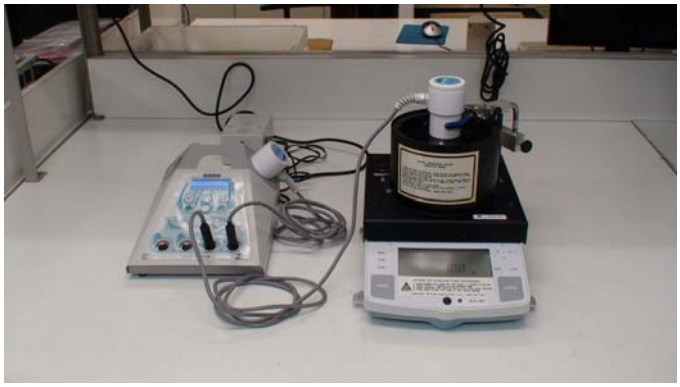


Figura 39 - Arranjo experimental para medição de potência de ultra-som

O arranjo experimental para caracterização do feixe de ultra-som dentro do tanque de ensaios pode se visto na Figura 40 e Figura 41.

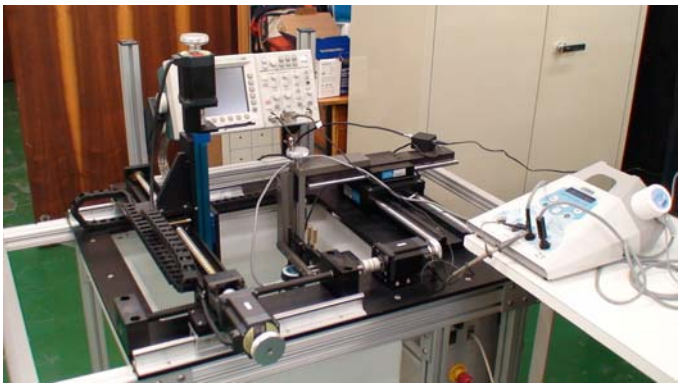


Figura 40 - Medição do transdutor de ultra-som no tanque de ensaios

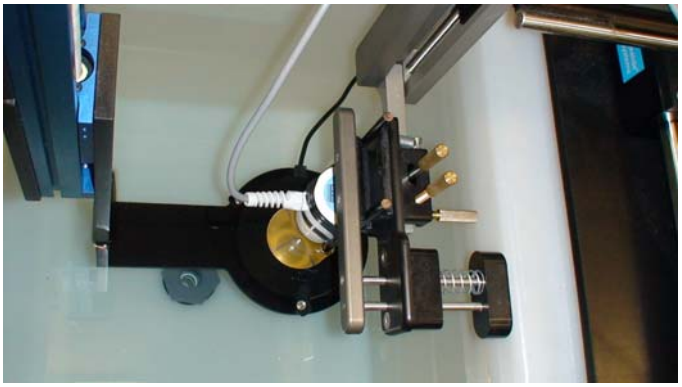


Figura 41 - Posicionamento do transdutor no tanque de ensaios

4.2.7 Resultados das medições

Os resultados obtidos para as medições realizadas com a balança de ultra-som no transdutor de 1MHz encontram-se resumidos na Tabela 14.

Tabela 14 - Valores experimentais para o transdutor de ultra-som de 1MHz

Transdutor 1MHz Potência selecionada (W)	Transdutor 1MHz Potência medida (W)	Incerteza (W)	Desvio de ± 30% permitido
0.5	0.42	± 0.02	± 0.15
1.0	0.76	± 0.03	± 0.30
1.5	1.44	± 0.05	± 0.45
2.0	1.96	± 0.07	± 0.60
2.5	2.50	± 0.09	± 0.75
3.0	3.02	± 0.10	± 0.90
3.5	3.54	± 0.12	± 1.05
4.0	4.10	± 0.13	± 1.20
4.5	4.68	± 0.15	± 1.35
5.0	5.20	± 0.17	± 1.50
5.6	5.82	± 0.18	± 1.68
6.1	6.32	± 0.20	± 1.83
6.6	6.82	± 0.21	± 1.98
7.1	7.34	± 0.23	± 2.13
7.6	7.98	± 0.25	± 2.28
8.1	8.40	± 0.26	± 2.43
8.6	9.04	± 0.28	± 2.58
9.1	9.58	± 0.30	± 2.73
9.6	10.00	± 0.31	± 2.88
10.0	10.58	± 0.33	± 3.00

Estes resultados também são apresentados na forma de gráfico como podem ser vistos na Figura 42.

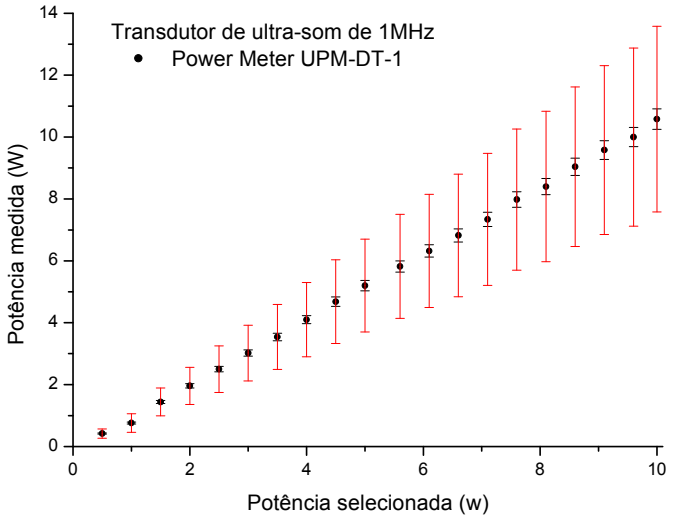


Figura 42 - Medição de potência do transdutor de ultra-som de 1MHz (em vermelho desvio permito; em preto a incerteza da medição)

Os procedimentos foram repetidos e as medições realizadas com a balança de ultra-som no transdutor de 3MHz forneceram as medidas que encontram-se resumidas na Tabela 15, com a representação gráfica apresentada na Figura 43.

Tabela 15 - Valores experimentais para o transdutor de ultra-som de 3MHz

Transdutor 3MHz Potência selecionada (W)	Transdutor 3MHz Potência medida (W)	Incerteza (W)	Desvio de ± 30% permitido
0.5	0.42	0.02	0.15
1.0	0.88	0.04	0.30
1.5	1.46	0.05	0.45
2.1	2.04	0.07	0.63
2.6	2.54	0.09	0.78
3.1	3.08	0.10	0.93
3.7	3.62	0.12	1.11
4.2	4.20	0.14	1.26
4.7	4.68	0.15	1.41
5.3	5.34	0.17	1.59
5.8	5.78	0.18	1.74
6.3	6.32	0.20	1.89
6.9	6.92	0.22	2.07
7.4	7.56	0.24	2.22
7.9	8.20	0.26	2.37
8.5	8.88	0.28	2.55
9.0	9.30	0.29	2.70
9.5	9.92	0.31	2.85
10.0	10.56	0.33	3.00

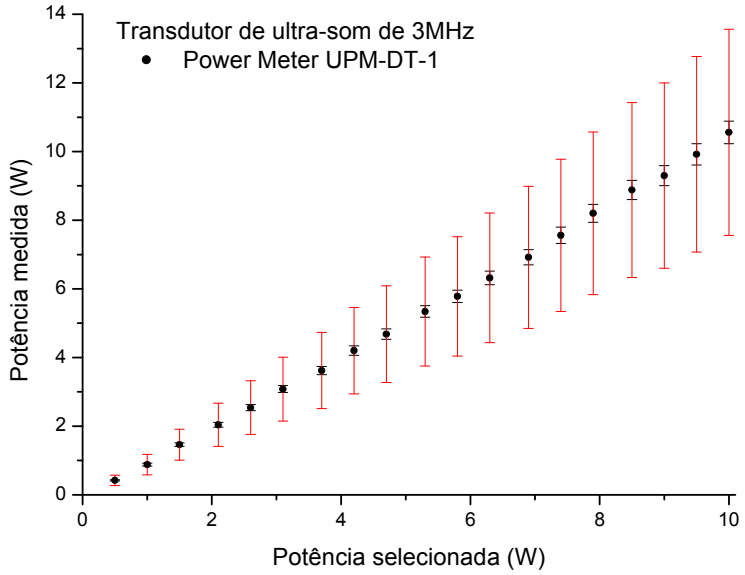


Figura 43 - Medição de potência do transdutor de ultra-som de 3MHz.
(em vermelho desvio permito; em preto a incerteza da medição)

O sinal de pressão acústica captado pelo hidrofone para o transdutor de 1MHz pode ser visto na Figura 44.

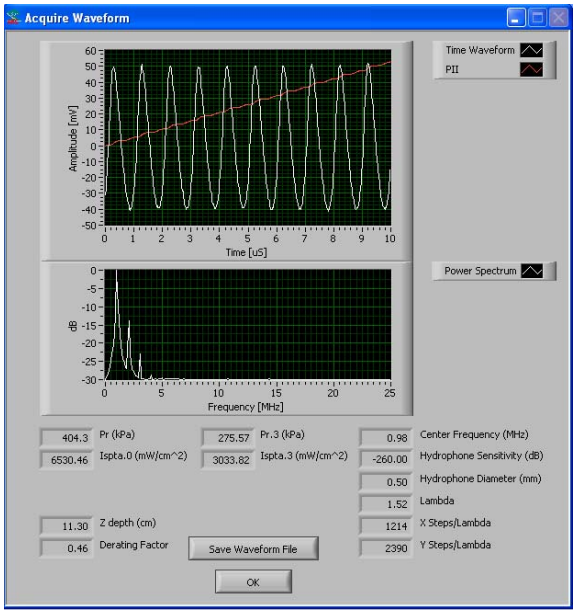


Figura 44 - Sinal do adquirido pelo hidrofone par o transdutor de 1MHz

A determinação da região de transição entre campo próximo e distante (Zn) obtida pode ser vista na Figura 45. O valor obtido mesmo após o refinamento dos dados é igual ao indicado de 9 cm.

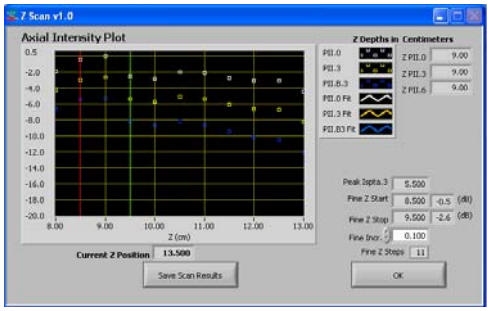


Figura 45 - Determinação da região do último máximo de pressão acústica

Os seguintes resultados foram obtidos com o mapeamento pelo tanque de ultra-som para o transdutor de 1MHz:

- Effective radiating área: 2.303
- Beam non-uniformity ratio: 2.400
- Acoustic working frequency (MHz): 1.011
- Beam type: Collimated
- Pmax distance (cm) 9.000

Foi notado durante a realização do mapeamento a formação de bolhas de ar sobre o hidrofone de membrana, processo conhecido como cavitação, e os dados podem estar influenciados de uma maneira que não pode ser quantificada. O fato pode ser visto na Figura 46.

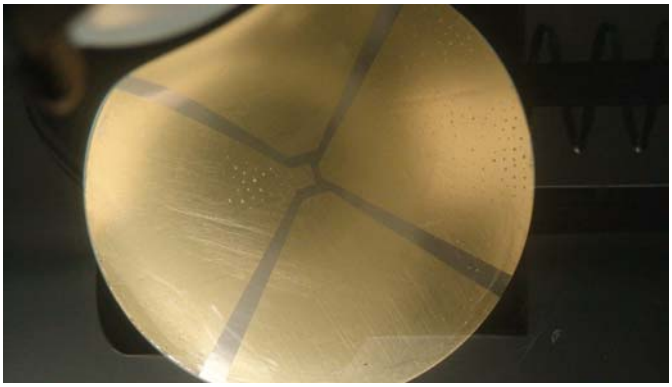


Figura 46 - Bolhas de ar formadas sobre o hidrofone de membrana

Para o transdutor de 3MHz foram obtidos os seguintes resultados:

- Effective radiating área: 3.482
- Beam non-uniformity ratio: 1.969
- Acoustic working frequency (MHz): 2.934
- Beam type: Convergent
- Pmax distance (cm) 8.3

4.2.8 Análise dos resultados das medições

Como pode ser verificado pelas Figura 42 e Figura 43, tanto quanto com as medidas encontradas com a balança de ultra-som, os resultados se mostraram satisfatórios.

O software AMS da empresa Sonora, não fornece a unidade de área, mas utilizando-se as especificações fornecidas pelo fabricante pode-se deduzir que se trata de (cm^2).

A relação de não-uniformidade do feixe foi de 2,4, o que ultrapassa o limite prescrito na Norma, que é de 2.

As áreas efetivas de radiação são menores que os 5 cm^2 especificados pelo fabricante. Calculando-se a potência/área para o transdutor de 1MHz, resulta uma irradiância de 4,54 W/cm^2 e para o transdutor de 3MHz a irradiância de 3,03 W/cm^2.

Portanto, ambos transdutores não atendem as prescrições da Norma.

Como pode ser visto os dados obtidos do tanque de ultra-som não apresentam as incertezas nas medições. Observe-se que o cálculo de incertezas para as medições no tanque de ultra-som é um assunto muito complexo para ser tratado de forma completa neste trabalho.

Segundo um exemplo de relatório de dados existente no sítio da internet do fabricante Sonora Medical Systems Inc., as incertezas esperadas para medições entre 1 MHz e 4 MHz seriam ao redor de $\pm$ 8 %.

Um trabalho realizado por (FERRARI, 2007)[57] mostra os resultados numéricos do mapeamento dos seis transdutores de ultra-som, onde a distância do campo próximo (Zn) variou entre 5 e 8 cm. Para a área de radiação efetiva obteve-se grande variação, sendo a menor 2,35 cm^2 e a maior 7,64 cm^2. A relação de não uniformidade do feixe variou entre 2,4:1 a 9,5:1. A conclusão deste trabalho indica que a maioria dos equipamentos não apresenta todas as variáveis analisadas dentro dos valores especificados dentro das Normas Técnicas.

Como existem dados para comparação, pode-se ver que os resultados obtidos estão compatíveis com o que se esperaria medir para este tipo de equipamento.

A água tratada por deionização que foi utilizada no tanque de ultra-som precisa sofrer em seguida um processo de desgaseificação para reduzir a possibilidade de formação de bolhas de ar durante o experimento.

4.3 Equipamento de terapia por microondas

4.3.1 Prescrição da Norma Técnica

Segundo as subcláusulas 51.2 e 51.4 da Norma NBR IEC 60601-2-06:1997, a potência máxima de saída para um equipamento de terapia por microondas não deve exceder 250W e a potência para um aplicador com contato direto com o corpo, de área de contato até 20cm^2, não deve exceder 25W.

A medição de potência deve ser realizada trocando-se o aplicador por uma carga casada e a potência sobre a carga é medida com erro não superior a ±10%. Carga casada, segundo a subcláusula 2.12.103, é uma carga resistiva normalmente na faixa de 50Ω a 75Ω que, quando substitui o aplicador, resulta em uma relação de onda estacionária de tensão (VSWR) não superior a 1,5 no cabo de conexão do aplicador ou na guia de ondas.

A conformidade com a subcláusula 50 é obtida se a potência não deve diferir de ±30% do indicado (limitada a 250W).

Outro requisito de segurança, subcláusula 31.1 da Norma, prescreve que a radiação indesejada não deve exceder 10mW/cm^2 a 1m na frente do aplicador e a 25cm da parte traseira do aplicador quando aplica-se 100W ou a potência máxima de saída, a que for menor, sobre um objeto simulador cilíndrico de 20cm de diâmetro e 50cm de comprimento fabricado de acrílico e contendo uma solução de 9g de NaCl por litro de água, de acordo com a Figura 47.[50]

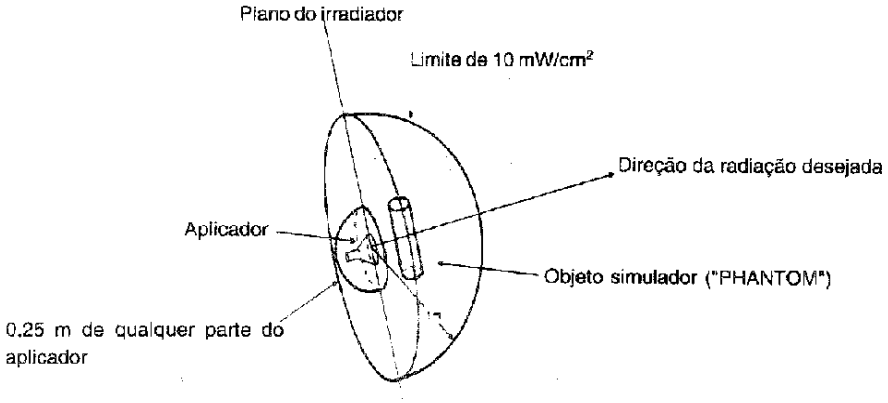


Figura 47 - Ensaio de radiação indesejada de microondas

Empresas como HTM Indústria de Equipamentos Eletro-eletrônicos Ltda e KLD Biosistemas fabricam os seus equipamentos em 2,45GHz. Ocorre o mesmo problema que o da Norma NBR IEC 60601-2-3:1997 sobre ondas curtas, ou seja, o limite estabelecido para as freqüências é amplo, mas, existem as restrições da ANATEL sobre a emissão nestas freqüências. As faixas destinadas a aplicações industriais, científicas e médicas (ISM) dentro das microondas são[54]:

- 433,05-434,79 MHz (freqüência central 433,92 MHz);
- 902-928 MHz (freqüência central 915 MHz);
- 2400-2500 MHz (freqüência central 2450 MHz);
- 5725-5875 MHz (freqüência central 5800 MHz);
- 24-24,25 GHz (freqüência central 24,125 GHz).

Como os fabricantes utilizam a válvula magnetron dos fornos de microondas para baratear o custo de produção, os equipamentos de terapia de microondas operam normalmente em 2,45 GHz.

4.3.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado

O equipamento utilizado para avaliação dos procedimentos técnicos foi o modelo TMW0001 da empresa KLD Biosistemas.

Este equipamento possui as seguintes características declaradas no manual de operação:

- Impedância de saída 50 Ω.
- Freqüência de operação 2,45 GHz.
- Potência máxima de saída de 200W (ajustável em passos de 10W).
- Temporização de operação de até 30 minutos (resolução de um minuto).

4.3.3 Processo de medição

O processo de medição consiste em substituir o transdutor de microondas do equipamento por uma carga casada, emitindo toda a energia sobre esta carga e medindo-se o valor desta energia através de um medidor de potência (POWERMETER).

Para a medição de radiação indesejada basta utilizar o monitor de radiação colocado sobre um tripé de fixação nas distâncias de 1m a frente do aplicador e depois repetir a medição a 25 cm da parte traseira do aplicador

4.3.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição

Para medir potência de microondas foi utilizado o Power Meter HP437B com sensor 8481H (escala de 100μW a 3W na faixa de 10MHZ a 18GHz), que pertence a DEC/LEB-EPUSP, Figura 48.

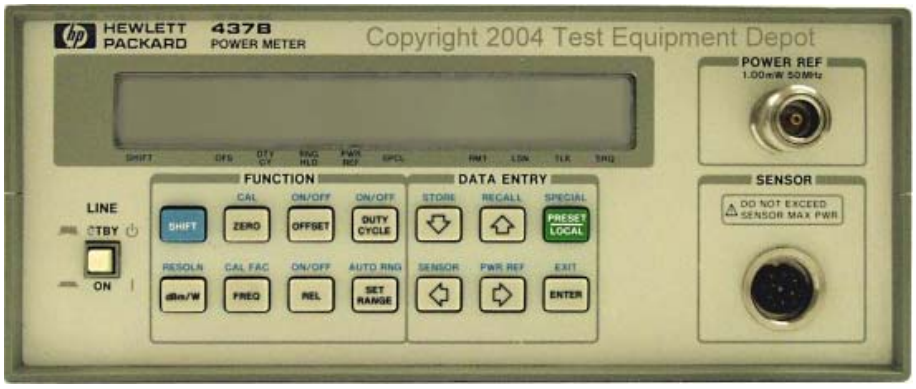


Figura 48 - Medidor de potência eletromagnética.

O power meter será ligado na saída de um atenuador de 50Ω da empresa Aeroflex Weinschel modelo 67, Figura 49, que atenua o sinal em 20dB, suporta 350W e possui resposta em freqüência de DC a 12.7GHz. Esta configuração permite ampliar a faixa de medição do Power Meter até 300W.

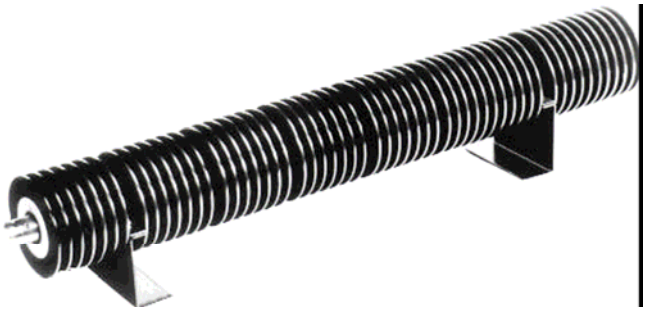


Figura 49 - Atenuador de microondas Aeroflex modelo 67.

Para a medição da radiação indesejada foi adquirido um monitor de radiação da empresa Narda, modelo NBM500 com sensor EF5091.

Este instrumento possui as seguintes características:

- Freqüência de operação entre 300MHz a 50GHz;
- Faixa de medição de 17μW/cm^2 a 100mW/cm^2 (true-RMS);
- O sensor EF5091 é isotrópico (tri-axial)

4.3.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s)

- Medidor de potência Hewlett-Packard HP437B (código DEC: PMT-010/01).
- Sensor de potência Hewlett-Packard 8482H (código DEC: PMT-010/02).
    - freqüência de operação de 100 kHz a 4.2 GHz
    - faixa de medição de -10 a +35 dBm (0,1mW a 3W).
- Atenuador de (20±2)dB Aeroflex modelo 67-20-43 (código DEC: MAT-124).
    - VSWR de DC-8GHz menor que 1,3.
- Cabo adaptador 7/16 DIN fêmea para N macho.
- Adaptador tipo-N fêmea/fêmea.
- Monitor de radiação Narda NBM500.
- Cilíndrico de 20cm de diâmetro e 50cm de comprimento em acrílico.
- Solução de 9g de NaCl por litro de água para encher o cilindro.

4.3.6 Arranjos experimentais

A montagem do arranjo experimental para medição de potência pode ser visto na Figura 50.

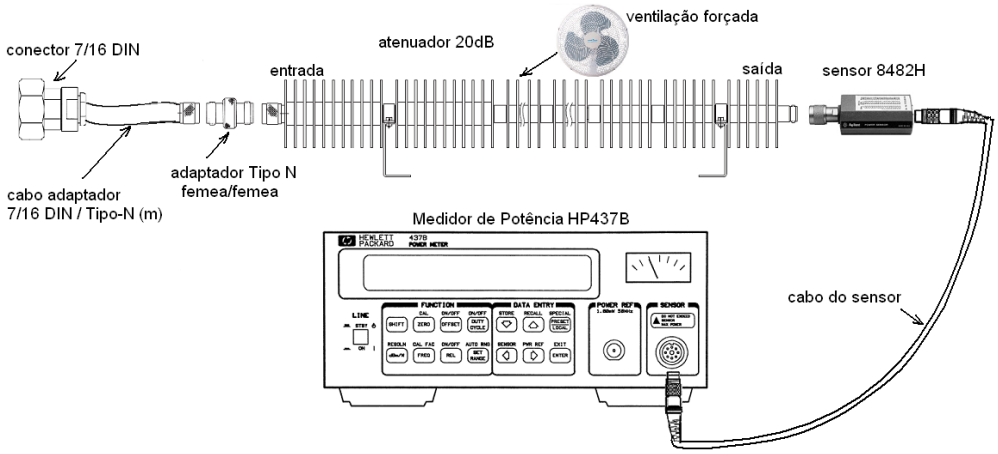


Figura 50 - Arranjo experimental para medição de potência em microondas

A saída do equipamento, que possui geralmente um conector 7/16 DIN fêmea, é conectada ao cabo adaptador com conector 7/16 DIN macho. Caso a saída do equipamento possua um conector do tipo-N o cabo adaptador não é necessário e continua-se a conexão até o atenuador. O lado do cabo com conector tipo-N macho é conectado ao adaptador tipo-N fêmea/fêmea, o outro lado do adaptador tipo-N fêmea/fêmea é conectado na entrada do atenuador de 20dB, que possui um conector tipo-N macho. Na saída do atenuador, que possui a marcação output e um conector tipo-N fêmea, ligue o conector tipo-N macho do sensor de potência 8482H.

O cabo de saída do sensor, que possui conector dedicado da HP, deve ser conectado ao medidor de potência HP-437B.

Devido a grande potência que é dissipada no atenuador de 20dB utiliza-se o ventilador para forçar a refrigeração por circulação de ar.

Antes de efetuar a medição de potência é necessário calibrar e configurar o medidor de potência conforme o manual de utilização do power meter HP437B

O arranjo experimental para medição da radiação indesejada de microondas deve ser montado de acordo com a Figura 47 que foi vista na seção 4.3.1.

4.3.7 Resultados das medições

A Figura 51 apresenta a montagem do arranjo experimental descrito. O ventilador não aparece nesta foto porque o sistema não estava ligado.

Figura 51 - Medição de potência em equipamento de microondas.

Foram realizados os procedimentos de calibração e, em seguida, fez-se variar a potência de saída do equipamento a intervalos de 10W até o valor máximo de saída de 200W, obtendo-se os resultados apresentados na Tabela 16.

Tabela 16 - Valores da potência medida do equipamento TMW001

Valor ajustado TMW001 (W)	Valor medido HP437B (W)	Potência do equipamento +20dB do atenuador (W)
10	0,0077	0,77
20	0,0134	1,34
30	0,0254	2,54
40	0,0381	3,81
50	0,0491	4,91
60	0,0565	5,65
70	0,0622	6,22
80	0,0670	6,70
90	0,0715	7,15
100	0,0753	7,53
110	0,0805	8,05
120	0,0851	8,51
130	0,0899	8,99
140	0,0941	9,41
150	0,103	10,30
160	0,112	11,20
170	0,123	12,30
180	0,135	13,50
190	0,147	14,70
200	0,160	16,00

Verifica-se pela Tabela 16 que o valor da potência do equipamento corrigida pela compensação de 20dB, feita na terceira coluna para o valor medido pelo power meter HP437B, possui uma ordem de grandeza menor que o valor ajustado no TMW001. O motivo para tal discrepância recaiu sobre a calibração do atenuador de 20dB, que afeta de forma significativa o valor medido.

Para o ensaio de funcionamento do atenuador de 20dB tivemos o privilégio de contar com a ajuda do professor Dr. José Kleber da Cunha Pinto do Laboratório de Microeletrônica (LME), que utilizando o analisador de rede Agilent 8757D juntamente com um gerador de rampa realizou as medições no LME do atenuador conforme a Figura 52.

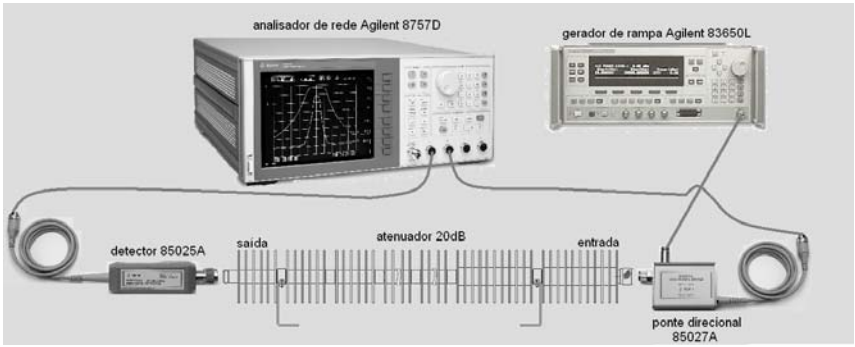


Figura 52 - Arranjo experimental para caracterização do atenuador de 20dB

O gerador de rampa gera os sinais com uma ampla faixa de freqüências e envia para a ponte direcional. A ponte mede o sinal transmitido que vai para um canal do analisador de rede e também envia sinal para a entrada do atenuador. Na saída do atenuador o detector converte o sinal que vai para outro canal do analisador de rede. O analisador de rede mede as perdas em toda a faixa de freqüências gerada no gerador de rampa.

O professor Dr. José Kleber da Cunha Pinto realizou a calibração do sistema de medição fazendo-se um circuito fechado com o gerador e o sensor. A seguir abriu o circuito e inseriu o atenuador de 20dB em série com o sistema. O valor medido para a atenuação foi entre 30 e 31dB. Informamos ao professor Dr. José Kleber da Cunha Pinto que o atenuador chegou a ser ligado com a saída em aberto e que um selo com indicação térmica de 104°C havia mudado da cor branca para preta. Ele nos explicou que ao ser ligado em aberto aparece uma onda refletida na saída do atenuador que aquece este lado em aberto e alteram-se suas características, isto ocorre em poucos segundos. Como este atenuador, por construção, é feito pela associação de vários atenuadores em cascata, talvez se trocando o último estágio ele volte a ser um atenuador de 20dB. Se utilizarmos -31dB para corrigir a atenuação medida pelo power meter HP437B na segunda coluna da Tabela 16, obtém-se os valores da Tabela 17.

Tabela 17 - Potência medida corrigida em -31dB no equipamento.

Valor ajustado TMW001 (W)	Valor medido HP437B (W)	Potência do equipamento +31dB do atenuador (W)
10	0,0077	10
20	0,0134	17
30	0,0254	32
40	0,0381	48
50	0,0491	62
60	0,0565	71
70	0,0622	78
80	0,0670	84
90	0,0715	90
100	0,0753	95
110	0,0805	101
120	0,0851	107
130	0,0899	113
140	0,0941	118
150	0,103	130
160	0,112	141
170	0,123	155
180	0,135	170
190	0,147	185
200	0,160	201

Os resultados obtidos podem ser vistos na Figura 53 mostrando que com uma atenuação de –31dB os valores ficam dentro do esperados.

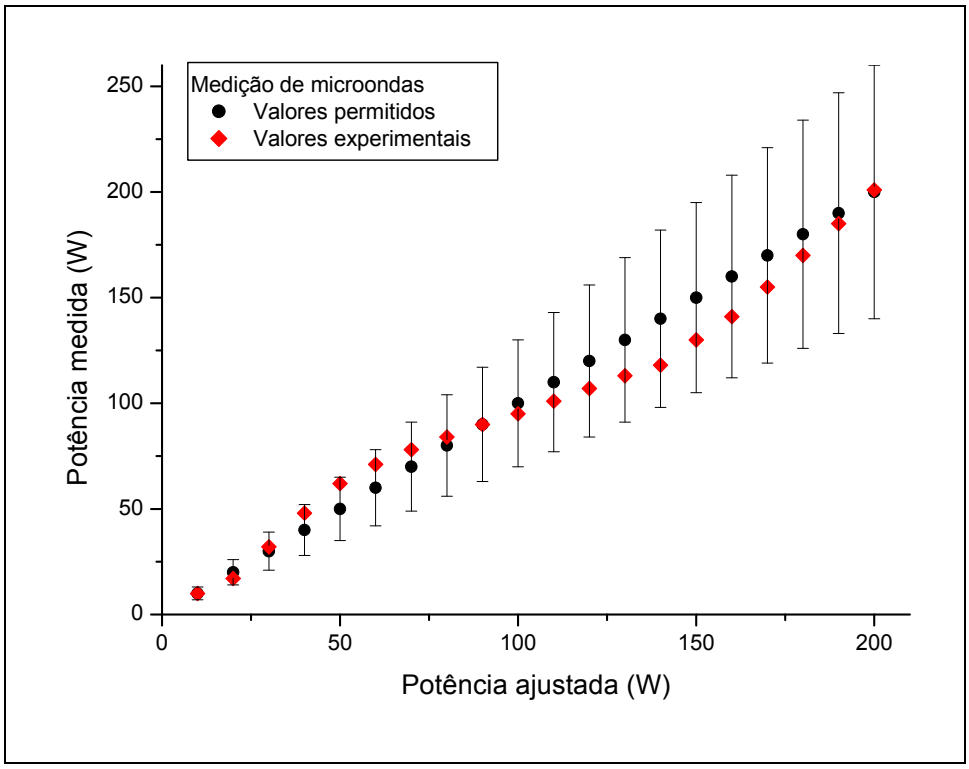


Figura 53 - Medição da potência de microondas

A seguir foram realizados os ensaios de radiação indesejada conforme os arranjos experimentais das Figura 54 e Figura 55.

Figura 54 - Medição da radiação indesejada de microondas.
(1m da frente do aplicador)

Figura 55 - Radiação indesejada de microondas 25cm atrás do aplicador

Obteve-se o valor máximo de 0,11 ± 0,03 mw/cm2 para a leitura feita a 1m da frente do aplicador.

Obteve-se o valor máximo de 0,56 ± 0,03 mw/cm2 para a leitura feita a 25 cm da parte traseira do aplicador.

4.3.8 Análise dos resultados das medições

A radiação indesejada que foi medida no equipamento de microondas está abaixo do valor de 10mW/cm^2 prescrito na Norma.

Como foi constatado que o atenuador sofreu alterações em suas características ele será enviado para calibração e talvez para reparos. O power meter HP437B também será enviado para calibração. Estando o atenuador e o power meter calibrados e confiáveis, as medições do equipamento de microondas deverão ser refeitas.

Considerando-se que durante os ensaios o atenuador possuía a atenuação de -31dB, determinada experimentalmente, os resultados obtidos para a indicação de potência do equipamento de microondas estão de acordo com as prescrições da Norma.

4.4 Equipamento de LASER para terapia

4.4.1 Prescrição da Norma Técnica

Segundo a Norma IEC 60825-1:1993 subcláusula 3.36, LASER é qualquer dispositivo capaz de produzir ou amplificar radiação eletromagnética com comprimentos de onda entre 180nm e 1mm pelo processo de emissão estimulada controlada. Apesar de uma faixa ampla, uma especial atenção é dada na subcláusula 13 para os limites de exposição permitidos para comprimentos de onda entre 400nm e 1400nm (luz visível e infravermelho próximo), supostamente mais acessível ao olho humano.

A Norma IEC 60601-2-22:1997, ao se referir a comprimentos de onda, só cita exceções para a faixa de 600nm a 1400nm, subcláusulas 51.5, 52.4.101 e 56.102, e também para a máxima exposição permitida entre 400nm e 1400nm no Anexo-BB.

Os equipamentos que devem ser ensaiados pela Norma NBR IEC 60601-2-22 são os de classe 3B e 4. O método de classificação de equipamentos LASER é descrito na Norma IEC 60825-1. Resumidamente, classe 3B são LASERs que emitem até 0,5W e podem causar danos a pele e aos olhos e a classe 4 seriam LASERs com potências maiores que a classe 3B.

Segundo a subcláusula 50.2 da Norma NBR IEC 60601-2-22:1997, a saída LASER real medida no plano de operação não deve desviar dos valores ajustados por mais de ±20%, e se o equipamento é calibrado em watts e incorpora um sistema de exposição controlado por temporizador, a energia LASER não deve desviar por mais de ±20%.

4.4.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado

Não foi possível obter um equipamento eletromédico comercial para a realização dos ensaios de validação. Para simular um equipamento de terapia

LASER foi utilizada uma caneta LASER com as seguintes especificações declaradas:

- Marca: Quarton Inc.
- Modelo: LASERPOINT Infiniter.
- Classe IIIA.
- Potência máxima declarada: 4mW.
- Comprimento de onda: 630nm – 680nm.

4.4.3 Processo de medição

O processo de medição consiste em utilizar um medidor de potência e energia LASER e sensores e detectores adequados de acordo com as fontes de emissão LASER, seguindo as prescrições da Norma IEC 60825:1993 e NBR IEC 60601-2-22:1997.

4.4.4 Seleção e aquisição de instrumento(s) de medição

Cobrir toda a faixa de comprimentos de onda permitida para equipamentos LASERs seria economicamente inviável. Por isso foi dada prioridade para a faixa de 400nm a 1400nm, que segundo a Norma é a mais utilizada. Para os LASERs de emissão contínua deve-se fazer medições de irradiância [w/m^2] e para os pulsados deve-se medir a irradiação [J/m^2] e estes devem estar dentro dos limites estabelecidos na Norma IEC 60825-1.

Como exemplo de equipamento LASER comerciais pode-se citar a empresa HTM que trabalha com os seguintes comprimentos de onda: 658nm/30mW, 830nm/30mW e 904nm/50W.

Para iniciar nossos trabalhos com equipamentos LASERs foram adquiridos uma série de equipamentos e sensores da empresa Coherent através de sua

representante no Brasil QuantumTech, para se ter um sistema igual ao do Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT) com as seguintes características:

- Medidor de LASER Ultima LabMaster que tem por principal característica a medição de LASERs pulsados de até 1KHz. O modelo mais simples, FieldMaster-GS, mede apenas até 10Hz.
- Sensores para LASERs contínuos (sensores de potência), ver Tabela 18:

Tabela 18 - Sensores de potência para LASERs contínuos.

MODELO	$\lambda_{inicial}$ (nm)	λ_{final} (nm)	Potência Máxima (mW)	Resolução (mW)	Irradiância Máxima (W/cm^2)
LM-2 VIS	400	1060	50	0,001	1
LM-2 IR	800	1550	10	0,001	0,5
LM-2 UV	250	400	30	0,001	0,3

- Sensores para LASERs contínuos (sensores de energia), ver Tabela 19:

Tabela 19 - Sensores de energia para LASERs contínuos.

MODELO	$\lambda_{inicial}$ (nm)	λ_{final} (nm)	Energia mínima (mJ)	Energia máxima (mJ)	Taxa de repetição (Hz)
LM-P-209	190	1100	0,001	3	200
LM-P5	190	2000	0,2	1000	40
LM-P10	190	2000	0,4	2000	10

- Sensores para LASERs pulsados (energia pulsada), ver Tabela 20:

Tabela 20 - Sensores LASERs para energia pulsada.

MODELO	Energia mínima do pulso (J)	Energia máxima do pulso (J)	Resolução de potência (mW)	Duração máxima do pulso (ms)
LM-1	0,15	1	0,1	110
LM-10 HTD	0,05	10	1	110
LM-80 V	0,25	45	10	400
LM-200XLE	0,5	45	100	----

- LM-100 HTD, sensor tipo termopilha para LASERs contínuos (10mW a 100W) ou pulsados (0,07J a 10J) com resposta entre 250nm a 10600nm
- Atenuador de 1000:1 (RoHS) dentro do comprimento de onda de 400nm a 1800nm com potência máxima de entrada de 5W (400nm a 700nm) e 3W (700nm/1800nm).
- BeamFinder de 300nm a 10600nm (sensor de posicionamento do feixe).
- 25mm aperture standard attenuator.
- 50mm excimer attenuator.
- Pyroeletric sensor slides.

4.4.5 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s)

Para validar os procedimentos de ensaio utilizaram-se os seguintes itens:

- Medidor de potência e energia laser, marca COHERENT, modelo Ultima LabMaster 2, número de série 0648E08, código DEC SPL-123/01.
- Sensor LM-2 VIS, número de série 0876D08R, código DEC SPL-123/03.
- Arranjo de ensaio composto por uma base com trilho para fixação e posicionamento da fonte de emissão LASER (equipamento sob ensaio) e sensores.
- Escala graduada, código DEC ESC-053.

4.4.6 Arranjos experimentais

O ensaio deve ser executado em local escuro, minimizando a interferência de fontes de luz que afetam as indicações do instrumento de medição Ultima LabMaster 2. O arranjo de ensaio deve ser montado fixando-se firmemente a base com o trilho de posicionamento sobre uma mesa ou bancada, conforme a Figura 56 e a Figura 57. Utilizando-se a escala graduada, posicionar o emissor de LASER e o sensor LM-2 VIS a uma distância de 100mm (de acordo com a Norma IEC 60825-1:1993, item 8.2c).

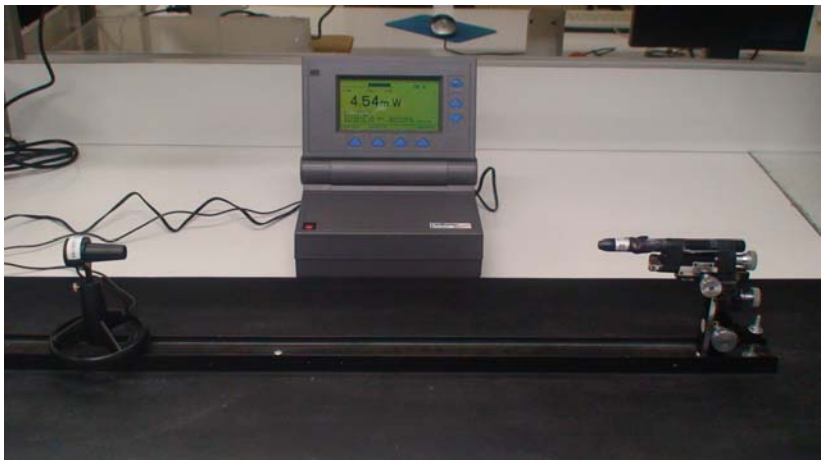


Figura 56 - Medição de potência de uma caneta tipo LASER

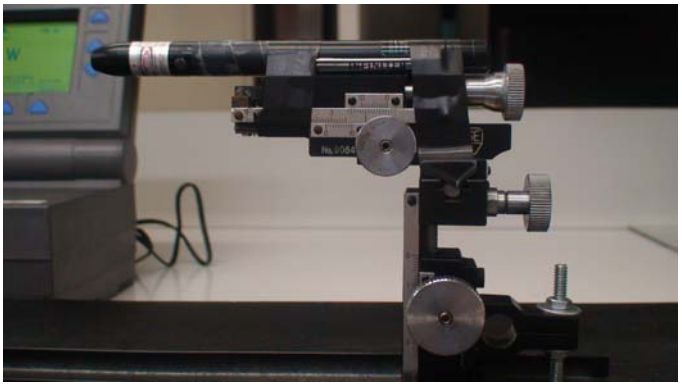


Figura 57 - Sistema de alinhamento (XYZ) e azimute do feixe LASER

O sensor LM-2 VIS deve ser conectado ao instrumento Ultima LabMaster 2 no canal A. Ligar o Ultima LabMaster 2, que realizará um auto-teste para verificar qual sensor está conectado e imediatamente mostrará os valores detectados pelo sensor. Configurar o Ultima LabMaster 2 com a informação do comprimento de onda LASER medido com os espectrômetros.

Para iniciar a medição, todas as fontes de luz devem ser desligadas. Para visualizar os resultados, utilizar uma lanterna de baixa intensidade, focalizando apenas a tela do Ultima LabMaster 2 e minimizando ao máximo as reflexões de luz que possam incidir sobre o sensor LM-2 VIS e afetar assim os valores adquiridos.

Deve-se utilizar o recurso de ajuste de OFFSET do Ultima LabMaster 2 e, só então, acionar o emissor LASER. Registrar ao menos 10 valores adquiridos.

4.4.7 Resultados das medições

O processo de medição foi seguido para medição da potência emitida pelo equipamento LASERPOINT Infiniter da Quarton Inc. A Tabela 21 apresenta os valores obtidos na validação do processo de medição e a Figura 58 apresenta a um exemplo de exibição de medidas na tela do Ultima LabMaster 2 após uma tomada de dados.

Tabela 21 - Valores adquiridos de medição de potência LASER

	Intensidade do Ruído de Fundo sem o botão OFFSET ativado (em nW)	Intensidade do Laser sem o botão OFFSET ativado (em mW)	Intensidade do Ruído de Fundo com o botão OFFSET ativado (em nW)	Intensidade do Laser com o botão OFFSET ativado (em mW)
	51	3,58	3	3,66
	57	3,59	4	3,67
	49	3,62	8	3,67
	56	3,64	2	3,67
	53	3,66	2	3,67
	51	3,67	6	3,67
	56	3,68	-6	3,67
	58	3,67	4	3,67
	53	3,61	3	3,68
	57	3,28	1	3,68
	53	3,04	2	3,68
	57	3,56	4	3,68
	60	3,66	6	3,68
Média	**54,69**	**3,56**	**3,00**	**3,67**
Desvio Padrão	**3,25**	**0,19**	**3,34**	**0,01**

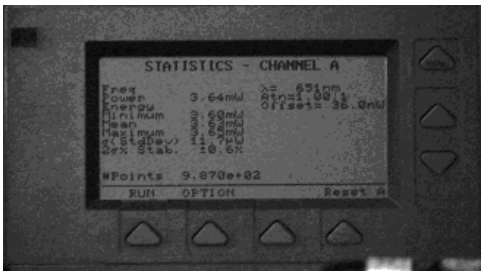


Figura 58 - Exemplo de exibição de medidas na tela do Ultima LabMaster 2

4.4.7.1 Comparação Interlaboratorial de medição de potência LASER

Os seguintes instrumentos e sensores adquiridos pela DEC/LEB-EPUSP para medição de potência LASER participaram da 1ª rodada do Programa Interlaboratorial de Medição de Potência Radiante ciclo 2008 realizado pelo IPT (Instituto de Pesquisas Tecnológicas), patrocinado pela FINEP – Financiadora de Estudos e Projetos por meio do convênio 01.05.0743.00:

- Ultima LabMaster, número de série 0648E08, fabricante Coherent
- Sensor tipo termopilha modelo LM-100 HTD número de série 0569E08R para LASERs contínuos (10mW a 100W) com resposta de 250nm a 10600nm.
- Atenuador de 1000:1 (RoHS) para comprimento de onda de 400nm a 1800nm com potência máxima de entrada de 3W.
- Sensor modelo LM-2 VIS, número de série 0876D08R, para comprimento de onda entre 400nm a 1060nm e potência máxima de 50mW.

O programa de comparação interlaboratorial atua como uma importante ferramenta para que os laboratórios participantes possam demonstrar sua proficiência e compatibilidade de resultados. Dentre os benefícios dos programas interlaboratoriais pode-se citar:

- Melhoria da confiabilidade metrológica dos dados emitidos pelo laboratório.
- Monitoramento de metodologias e da calibração/aferição dos equipamentos do laboratório.
- Detecção de necessidades de treinamento.
- Aprimoramento dos serviços prestados.

O programa permite que cada laboratório participante avalie sua sistemática de trabalho e o desempenho de seus técnicos e equipamentos.

O critério de avaliação das medidas foi o erro normalizado definido na eq.(1).

$$E_N = \frac{M_{Lab} - M_{\mathrm{Re}f}}{\sqrt{U_{Lab}^2 + U_{\mathrm{Re}f}^2}} \tag{1}$$

onde:

M_{Lab} é a medida de um laboratório;
M_{Ref} é a medida do laboratório piloto;
U_{Lab} é a incerteza do laboratório da medida M_{Lab};
U_{Ref} é a incerteza do laboratório piloto

O módulo do erro normalizado $|E_N| \leq 1$ indica que o resultado é satisfatório e $|E_N| > 1$ indica que o resultado é questionável.

Dentre as medidas obtidas pela DEC/LEB, apenas uma não atendeu ao critério de avaliação do erro normalizado.

A incerteza obtida para esta medição, comparativamente como os resultados obtidos pelos outros laboratórios participantes, apresenta-se muito pequena. Isto indica um erro subestimado. A causa provável para a diferença na incerteza foi gerada pelo atenuador de 1000:1. Este atenuador não possui uma curva de resposta plana para toda a faixa de comprimentos de onda e o gráfico fornecido pelo fabricante não permite a avaliação correta do fator de atenuação, além de não fornecer a incerteza associada à atenuação.

Uma possível solução para o problema de avaliar a incerteza associada ao atenuador 1000:1 seria a caracterização da transmitância do mesmo utilizando os analisadores de espectros ópticos adquiridos pela DEC/LEB com uma fonte que

emita entre 400nm e 1800nm em diferentes níveis de potência. O valor obtido poderá ser diferente da avaliação gráfica utilizada e a estimativa da incerteza maior do que o valor 1% utilizado de forma subjetiva.

Outras providências, indicadas no relatório técnico IPT n° 107.181-205-4/7, sugerem as seguintes melhorias para os Laboratórios, sendo que partes destes já aplicam os cuidados listados.

Com equipamento: cuidados com a superexposição do detector ou filtro atenuador a radiação; equipamento inadequado para a carga de trabalho; condições ambientais (choque térmico); calibração inadequada.

Com procedimento: cuidados com o alinhamento do sistema; pré-aquecimento do equipamento; procedimento de verificação intermediária (interna); luz de fundo; falta de procedimento de operação do equipamento;

Com o treinamento: conhecimento do equipamento e fatores de influência na medição de radiação óptica; problemas na comunicação (60% dos técnicos não receberam as instruções do programa de intercomparação).

Durante esta comparação interlaboratorial ainda não existia o manual de procedimento técnico de medição de potência LASER. Outro procedimento não observado foi a minimização da luz de fundo, onde as medições foram realizadas em uma sala iluminada por lâmpadas fluorescentes. Por ser um instrumento recém chegado não se dispunha ainda de acessórios para a correta fixação e alinhamento do sistema. Resolvendo-se estes problemas espera-se obter uma melhora nos valores obtidos para uma provável segunda rodada da comparação interlaboratorial.

4.4.8 Análise dos resultados das medições

Os resultados da medição de potência LASER obtidos confirmam que o equipamento é de Classe IIIA de acordo com as prescrições da Norma IEC 60825-1:1993.

Os resultados da comparação interlaboratorial confirmam que o sistema de medição adquirido é adequado para realizar os ensaios e pode ser aprovado para utilização pelos técnicos do Laboratório.

4.5 Equipamento de fototerapia

4.5.1 Prescrição da Norma Técnica

Para a verificação da eficiência do equipamento de fototerapia a Norma NBR IEC 60601-2-50 exige na subcláusula 50.104 a medição da irradiação total para bilirrubina (E_{bi}) que é dada pela eq.(37):

$$E_{bi} = \int_{400nm}^{550nm} E_{\lambda}(\lambda) d\lambda \tag{37}$$

onde $E_{\lambda}(\lambda)$ é a irradiação medida em comprimento de onda específico (λ).

Para a segurança de utilização as faixas imediatamente superior e inferior aos comprimentos de onda entre 400nm e 550nm devem emitir radiação mínima de forma a não causar danos por exposição a uma radiação indesejada.

A faixa superior é o infravermelho e deve ser medido, de acordo com a subcláusula 33, para λ entre 760nm e 1400nm e não deve exceder 10mW/cm^2.

A faixa inferior é o ultravioleta que, de acordo com a subcláusula 34, para λ entre 180nm e 400nm não deve exceder 1,0 .10^{-5}mW/cm^2.

4.5.2 Equipamento eletromédico comercialmente ensaiado

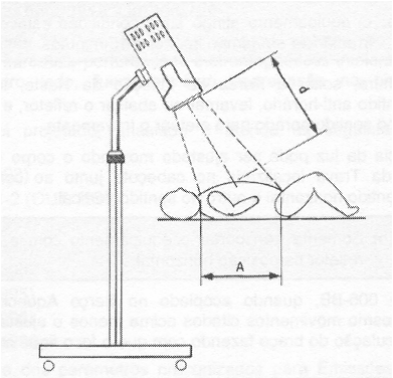
Para os ensaios de fototerapia foram utilizados três equipamentos de fototerapia da empresa FANEM, com princípios de funcionamento diferentes.

O primeiro equipamento é chamado Octofoto por ser construído com oito lâmpadas fluorescentes; sendo 4 delas comuns e 4 azuis.

O segundo equipamento chama-se Bilispot e utiliza uma lâmpada de filamento.

O terceiro equipamento é chamado Bilitron e utiliza leds de alto brilho no comprimento de onda azul.

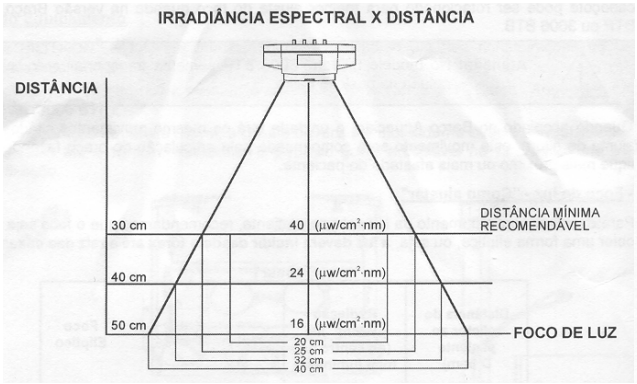
As especificações do fabricante para o equipamento Bilispot, pode ser vista na Figura 59 e do equipamento Bilitron na Figura 60.



Distância do refletor ao paciente D (mm)	Radiação µW/cm^2 .nm (no centro do foco luminoso)	A B Foco Elíptico	
Distância	Radiação	A (mm)	B (mm)
450	33	150	120
500	26	190	150
550	20	220	180
600	19	240	190

Nota: O formato da elipse dependerá do ângulo de incidência da luz sobre o paciente.

Figura 59 - Especificações do equipamento Bilispot



Distância do refletor ao paciente D (mm)	Radiação µW/cm^2 .nm (no centro do foco luminoso)	A B Foco Elíptico	
Distância	Radiação	A (mm)	B (mm)
300	35 - 45	250	230
400	20 - 35	320	270
500	15 - 25	400	370

Nota: O formato da elipse dependerá do ângulo de incidência da luz sobre o paciente.

Figura 60 - Especificações do equipamento Bilitron

4.5.3 Processo de medição

Inicialmente deve-se proceder a montagem do arranjo experimental descrito na Figura 62. É importante verificar que a fibra óptica em formato de Y possui uma única posição de utilização através das marcações no corpo do cabo. O lado marcado como F600-UV-VIS-SR deve ser ligado no equipamento EPP2000C-SR-100 e o lado com a marcação F600-VIS-NIR deve ser ligado no equipamento EPP2000-NIR-InGaAs. A junção destes dois lados que não possui marcação no corpo é a entrada do sinal e deve ser ligada ao receptor cossenoidal CR2.

Posteriormente, deve-se deixar o instrumento EPP2000-NIR-InGaAs com os botões “GAIN” e “TEC” acionados. Eles ativam o aumento do ganho e a refrigeração dos fotosensores.

Para verificar a conformidade da fonte de luz analisada com os valores de irradiância prescritos, utiliza-se um aplicativo computacional, por exemplo, EXCEL ou MATLAB para e somar os valores dos espectros obtidos, dentro das faixas especificadas a seguir:

- Radiação de bilirrubina (400nm a 550nm), limite de ±25% do valor declarado.
- Radiação infravermelha (760nm a 1400nm), limite de $100W/m^2$.
- Radiação ultravioleta (200nm a 400nm), limite de $1{,}0.10^{-4}\,W/m^2$.

Não esquecer de multiplicar o resultado por $\Delta\lambda = 0{,}5$ que é o intervalo de medição utilizado pelos analisadores de espectro EPP2000C-SR-100 e EPP2000-NIR-InGaAs.

Para se verificar a distribuição de intensidades sobre a área do tratamento a Norma define a uniformidade G_2 da irradiância total para bilirrubina sobre a área efetiva pela eq.(38), estabelecendo um limite de 0,4 para este valor medido.

$$G_2 = E_{bi_{\min}} / E_{bi_{\max}} \tag{38}$$

onde $E_{bi_{\min}}$ é a menor irradiância total para bilirrubina na superfície efetiva

$E_{bi_{\max}}$ é a maior irradiância total para bilirrubina na superfície efetiva

No caso da radiação ultravioleta, os valores obtidos da irradiância devem ser convertidos em irradiância efetiva ponderando-se os resultados, de acordo com a eq.(39), pela curva de efetividade espectral de sensibilidade da pele.[58]

$$E_{ef} = \sum E(\lambda).S(\lambda).\Delta\lambda \tag{39}$$

onde E_{ef} é a irradiância efetiva, em W/m^2, normalizada para uma fonte monocromática em 270nm

$E(\lambda)$ é a irradiância espectral das medições, em W/m^2;

$S(\lambda)$ é a efetividade espectral (admensional)

$\Delta\lambda$ é a banda de freqüências largas em nanômetros dos intervalos calculados ou medidos

A curva de ponderação foi interpolada utilizando-se o software MATLAB em intervalos de 0,5nm, obtendo-se como resultado a curva vista na Figura 61.

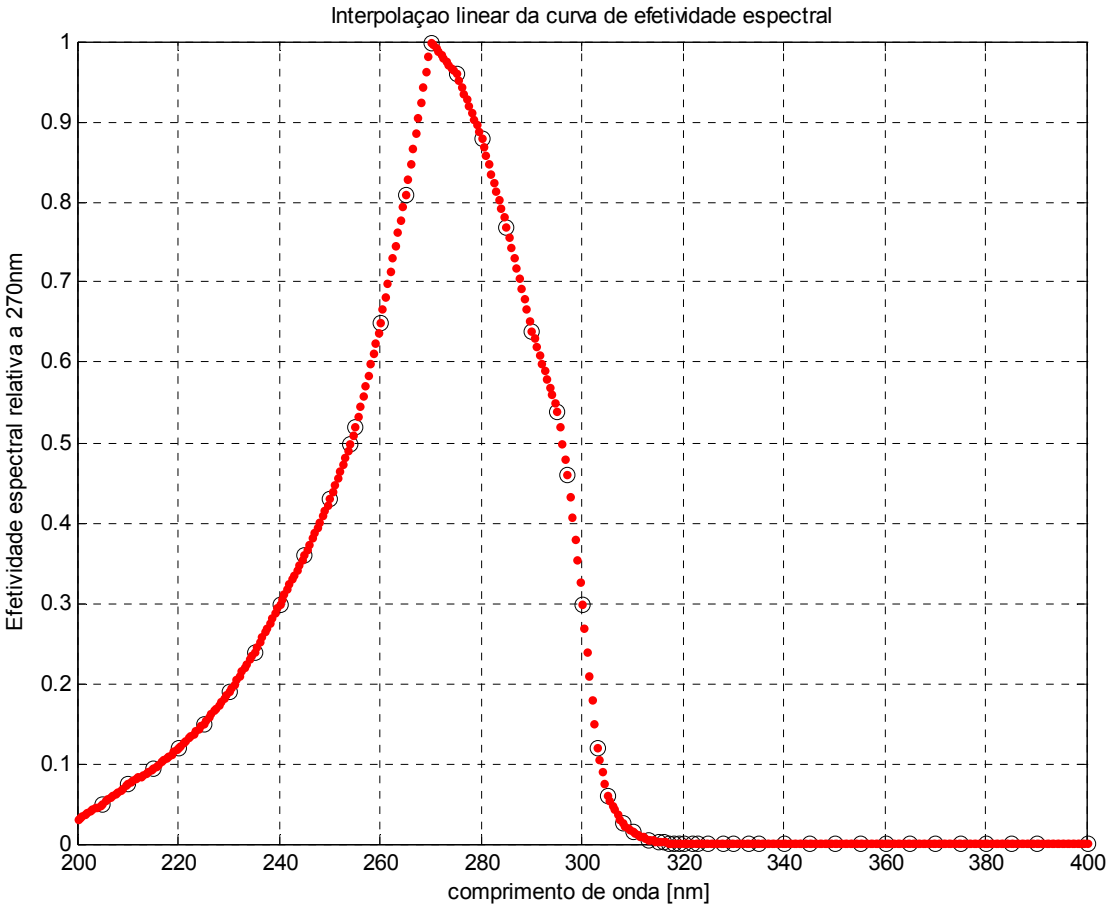


Figura 61 - Curva de efetividade espectral ultravioleta.
Normalizada para um fonte monocromática em 270nm

4.5.4 Instrumento(s) de medição e material(is) utilizado(s)

- Espectrômetro EPP2000C-SR-100.
- Espectrômetro EPP2000-NIR-InGaAs.
- Receptor cossenoidal CR2
- Grade de medição 60cm x 30cm, com espaçamento de 0,1m.

4.5.5 Arranjos experimentais

O arranjo experimental para a medição da irradiância da luz em função do comprimento de onda pode ser visto na Figura 62. O espectrômetro modelo EPP2000C-SR-100 mede os comprimentos de onda entre 200nm e 1080nm e o modelo EPP2000-NIR-InGaAs entre 900nm e 1700nm.

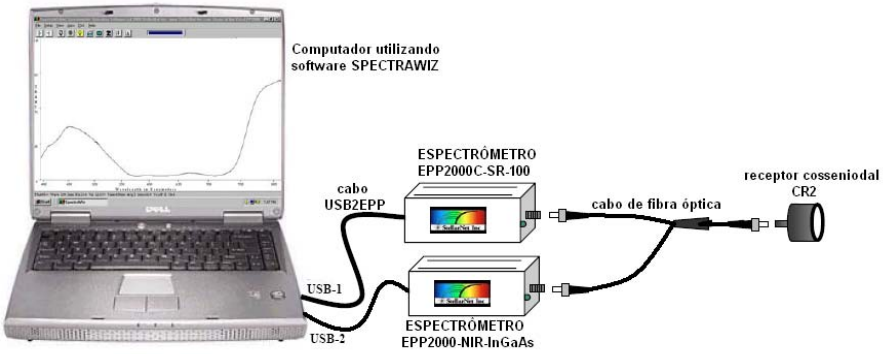


Figura 62 - Arranjo experimental para medições espectroradiométricas.

A luz entra pelo receptor cossenoidal (CR2), cujo ângulo de captação é 180°. A seguir, atravessa um cabo de fibra óptica com divisor em Y que separa para cada espectrômetro uma parte do sinal. Internamente cada espectrômetro divide a luz em seus comprimentos de onda utilizando redes de difração e faz o espectro incidir sobre uma matriz de fotosensores. A eletrônica do espectrômetro adquire os sinais elétricos e os transmite ao computador PC para análise e calibração das medidas.

Quando o fabricante do equipamento não especifica a área de radiação efetiva do tratamento de fototerapia, a Norma especifica a utilização de uma grade de medição de 60x30 cm espaçada em divisões de 10 cm. Esta grade de medição foi construída e pode ser vista na Figura 63, onde o receptor cossenoidal CR2 pode ser visto posicionado no canto inferior esquerdo e será deslocado para cada um dos pontos de medição.

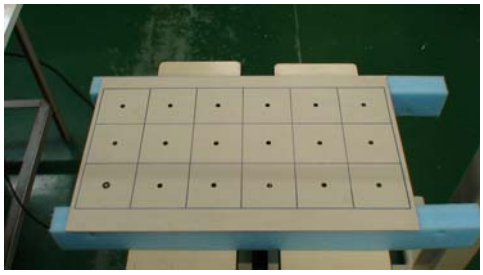


Figura 63 - Grade de medição para fototerapia

Os equipamentos Bilitron e Bilispot possuem uma área de radiação efetiva elíptica e para ensaiá-los foi construída uma segunda grade de medição feita em manta de borracha onde o receptor cossenoidal é fixado nas furações que podem ser vistas na Figura 64. A área de medição foi construída de acordo com as especificações do manual do fabricante.

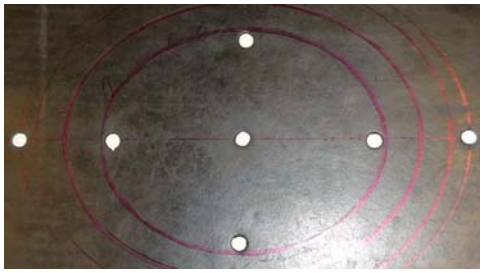


Figura 64 - Grade de medição de fototerapia para área elíptica

4.5.6 Resultados das medições

O primeiro equipamento ensaiado foi o Octofoto, visto na Figura 65, utilizando-se a grade de medição descrita nos procedimentos experimentais.

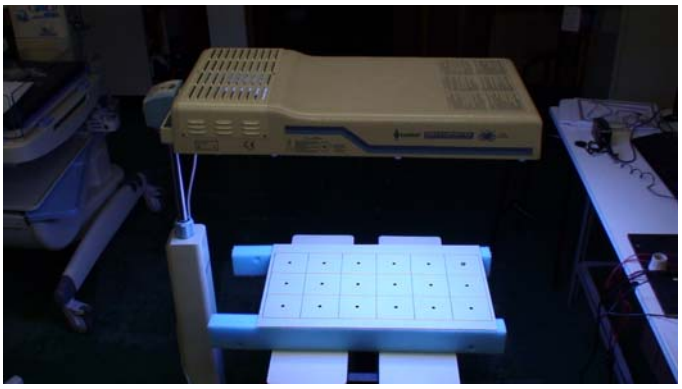


Figura 65 - Ensaio do equipamento de fototerapia Octofoto

Mediu-se os 18 pontos da grade de medição com a sala de ensaios completamente no escuro para não captar fontes de luz sobrepostas ao espectro de emissão das lâmpadas do equipamento. O resultado do espectro total obtido pode ser visto na Figura 66.

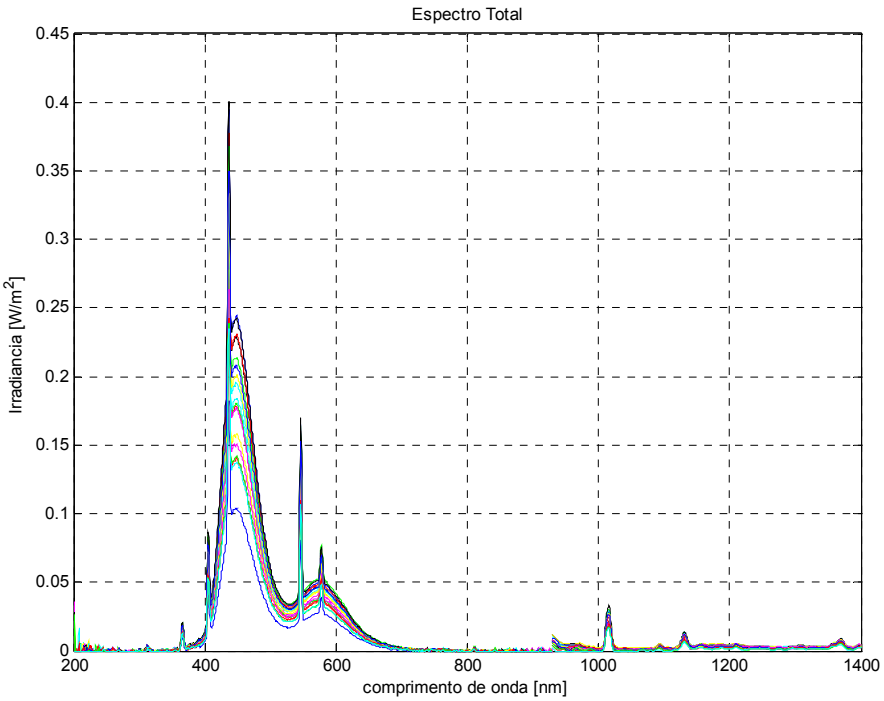


Figura 66 - Espectros de emissão na grade de medição.
(Octofoto - 18 sinais sobrepostos).

Para os cálculos da irradiância total de bilirrubina separou-se o espectro dentro da faixa de interesse, como pode se ver na Figura 67.

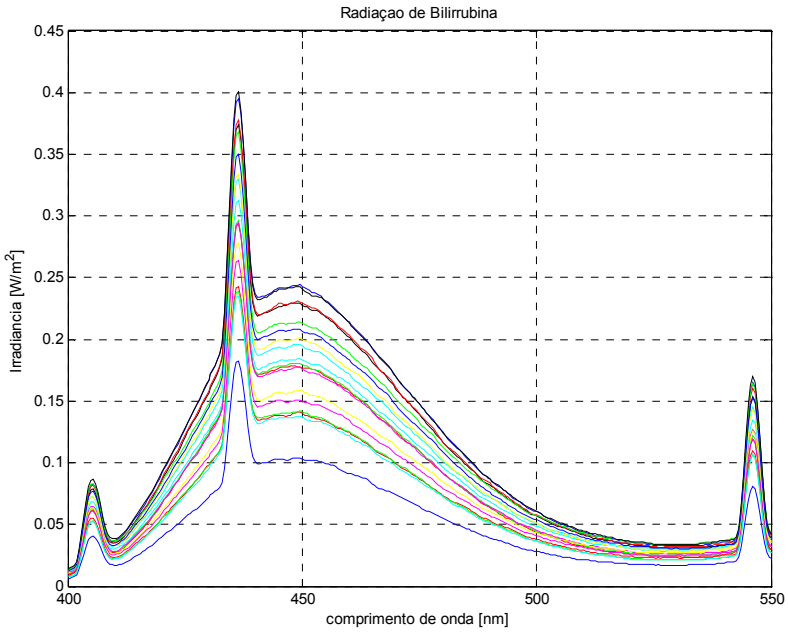


Figura 67 - Medição da Irradiância de bilirrubina.
(Octofoto - 18 sinais sobrepostos).

O mesmo foi feito para a radiação no espectro do infravermelho próximo, como pode ser visto na Figura 68.

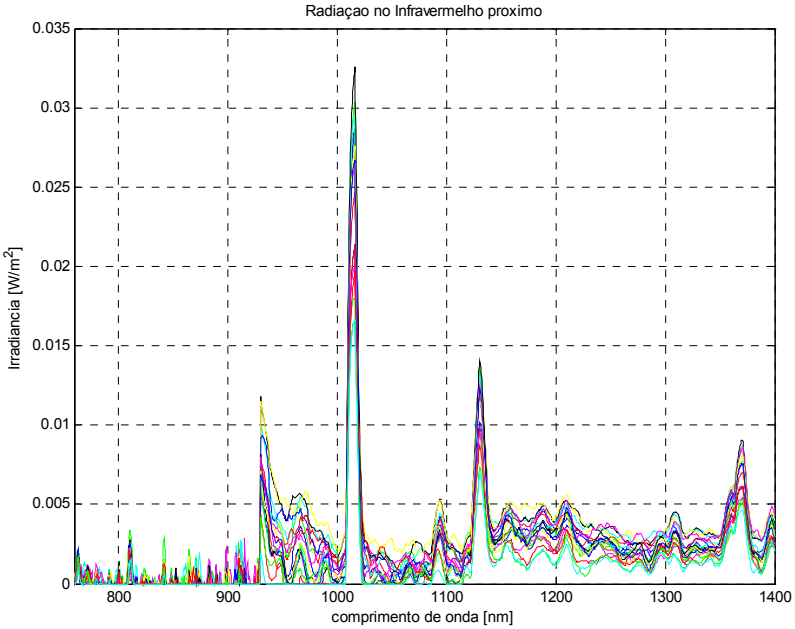


Figura 68 - Medição de radiação na região do infravermelho próximo. (Octofoto - 18 sinais sobrepostos).

Finalmente para a radiação ultravioleta, separou-se o espectro e fez-se a ponderação pela curva de efetividade espectral, na Figura 69.

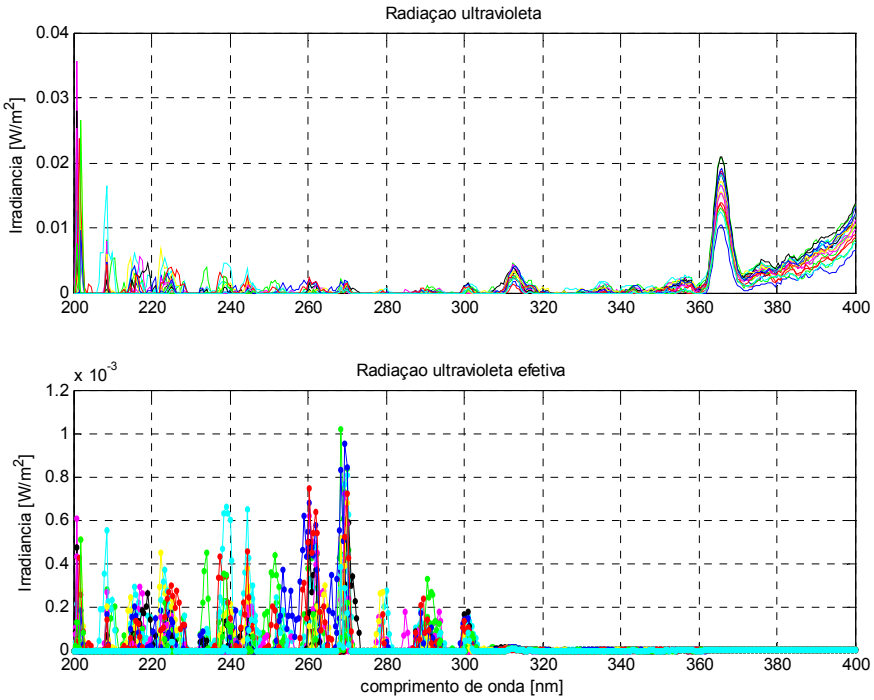


Figura 69 - Medição da radiação ultravioleta efetiva (Octofoto - 18 sinais sobrepostos).

A seguir iniciou-se o ensaio do segundo equipamento, Bilispot, repetindo-se o procedimento adotado, mas utilizando-se a grade de medição com a área elíptica especificada pelo fabricante.

A Figura 70 mostra o arranjo experimental utilizado na montagem do ensaio.

Figura 70 - Ensaio do equipamento de fototerapia Bilispot

As medições realizadas a seguir foram feitas somente no foco da elipse para se verificar a irradiância com a especificações do fabricante.

Na Figura 71 pode-se ver o resultado da aquisição do espectro deste equipamento.

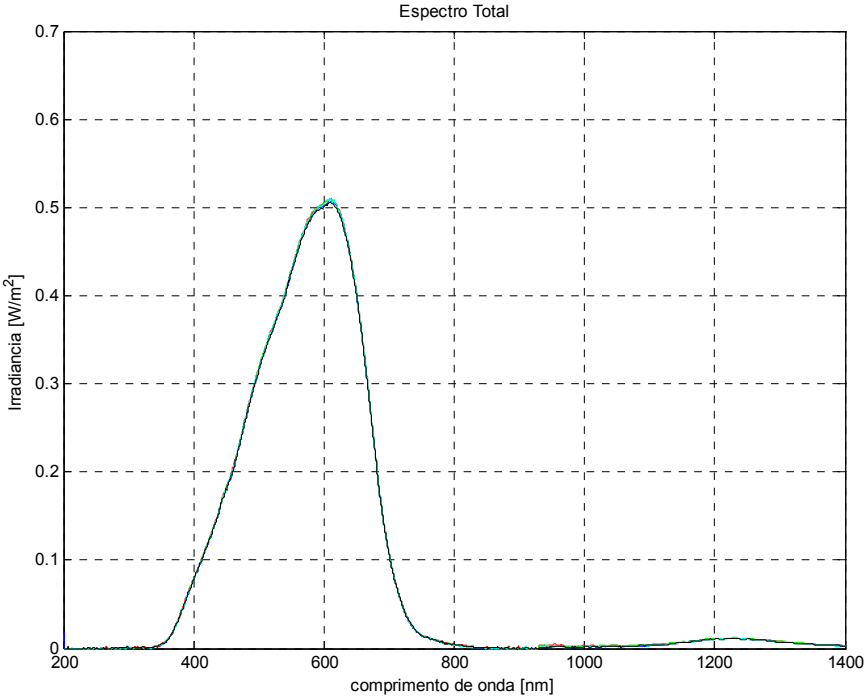


Figura 71 - Espectro de emissão sobre a grade de medição.
(Bilispot – 5 aquisições sobrepostas)

A faixa do espectro de bilirrubina foi separada para os cálculos da irradiância, como pode se ver na Figura 71.

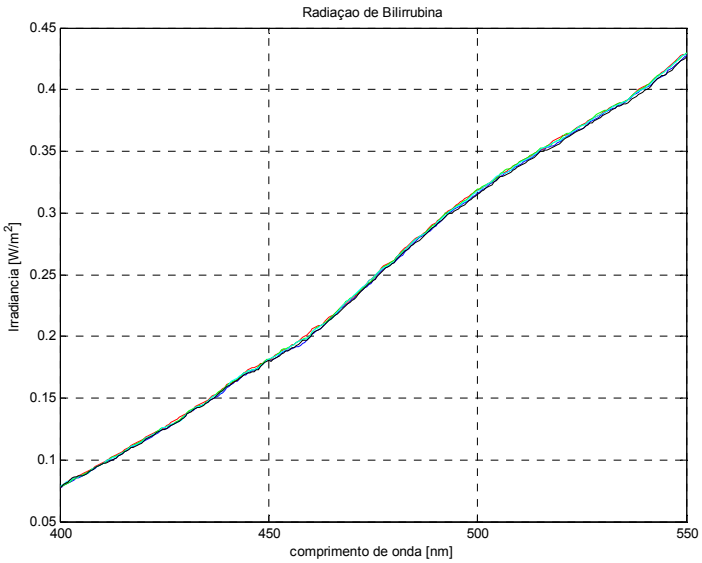


Figura 72 - Faixa de medição da Irradiância de bilirrubina.
(Bilispot – 5 aquisições sobrepostas)

Na Figura 73, tem-se a faixa do espectro que foi separada para os cálculos da radiação infravermelha.

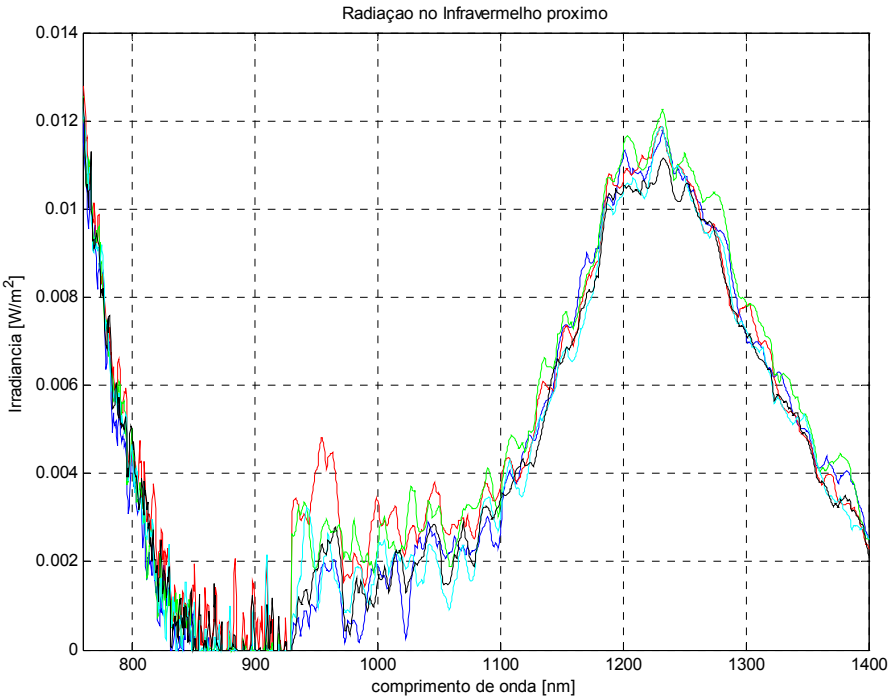


Figura 73 - Medição de radiação na região do infravermelho próximo.
(Bilispot – 5 aquisições sobrepostas)

A seguir, pode-se ver na Figura 74 a radiação emitida dentro do espectro do ultravioleta e a ponderação do sinal.

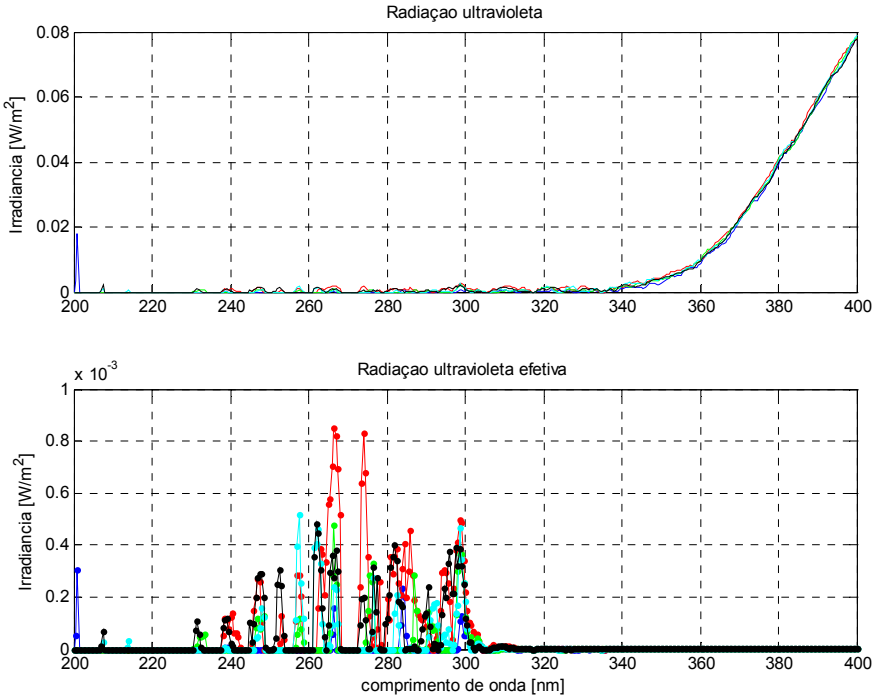


Figura 74 - Medição da radiação ultravioleta efetiva.
(Bilispot – 5 aquisições sobrepostas)

A relação de não uniformidade foi medida utilizando-se os pontos mais distantes do eixo maior e do eixo menor da grade de medição elíptica, sendo o resultado apresentado na Figura 75.

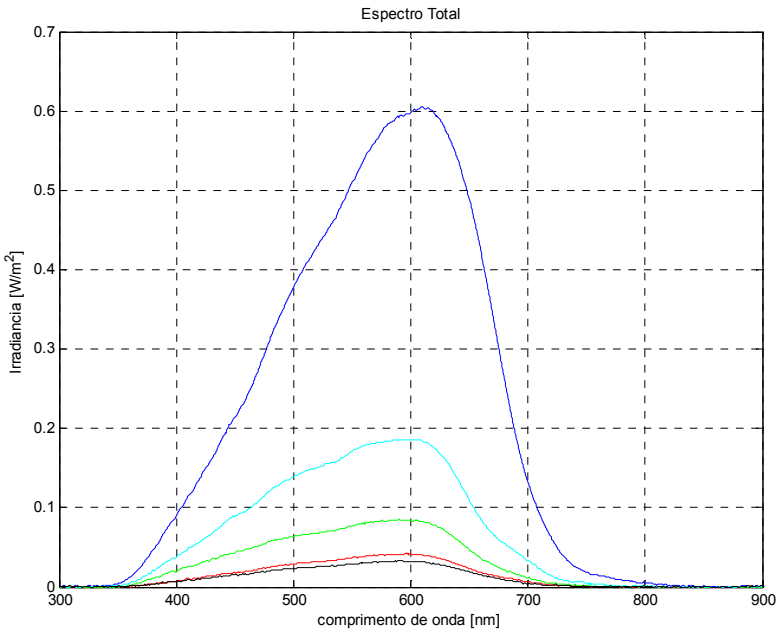


Figura 75 - Relação de não uniformidade G2 (Bilispot).

O último equipamento ensaiado foi o Bilitron, onde o arranjo experimental pode ser visto na Figura 76. Para se efetuar as medições a luz da sala foi apagada.

Figura 76 - Ensaio do equipamento de fototerapia Bilitron

O espectro de emissão desta fonte de fototerapia pode ser visto na Figura 77.

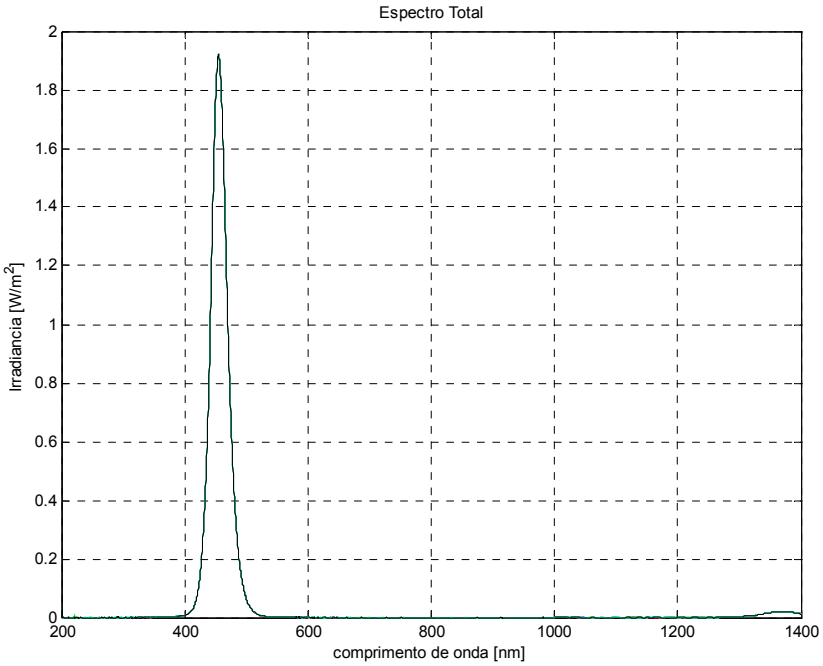


Figura 77 - Espectro de emissão sobre a grade de medição.
(Bilitron - 5 aquisições sobrepostas)

Como nos outros casos, a faixa de bilirrubina foi separada e pode ser vista na Figura 78.

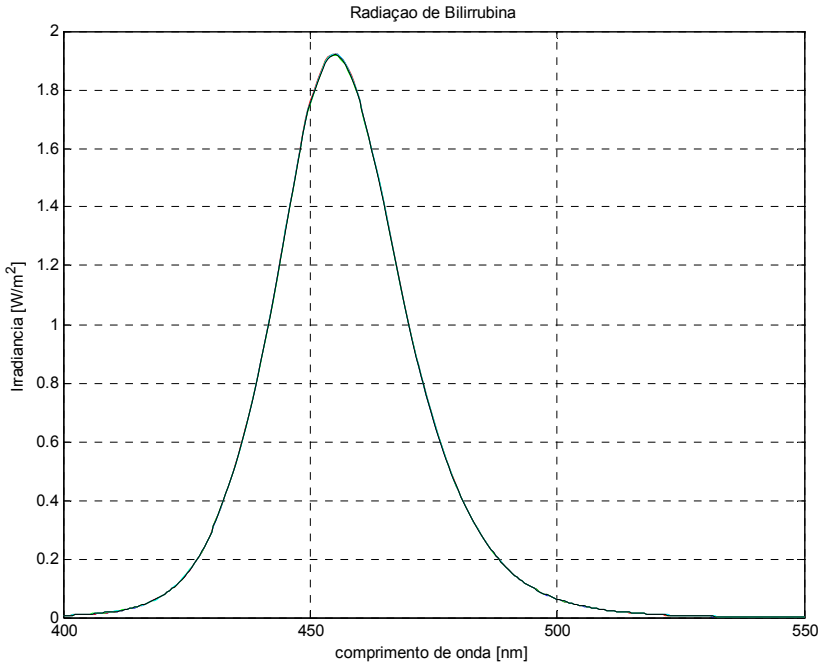


Figura 78 - Medição da Irradiância de bilirrubina.
(Bilitron - 5 aquisições sobrepostas)

O espectro para a faixa de infravermelho está representado na Figura 79.

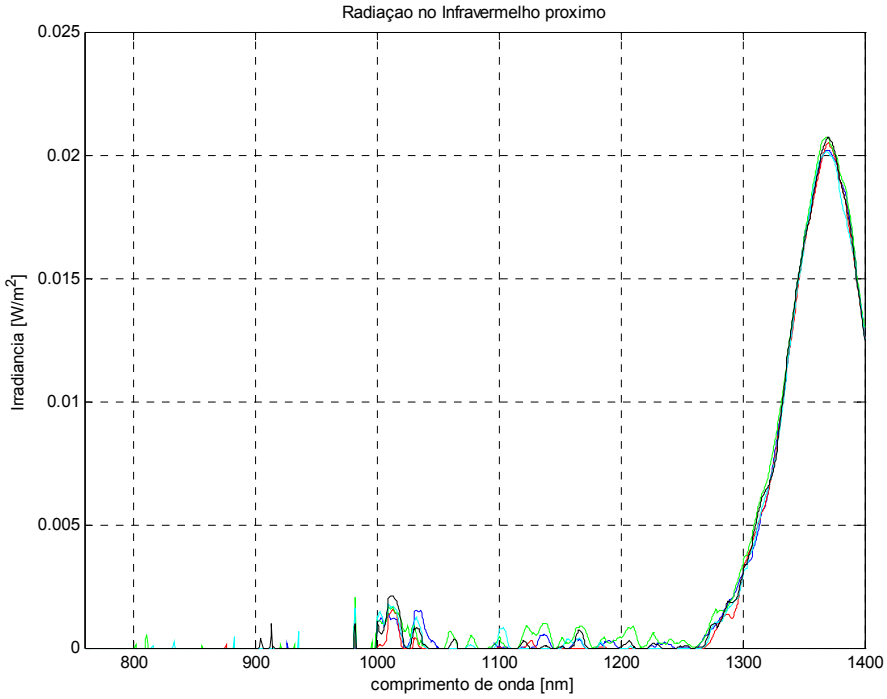


Figura 79 - Medição da radiação na região do infravermelho próximo.
(Bilitron - 5 aquisições sobrepostas)

Os resultados obtidos para a radiação ultravioleta são vistos na Figura 80.

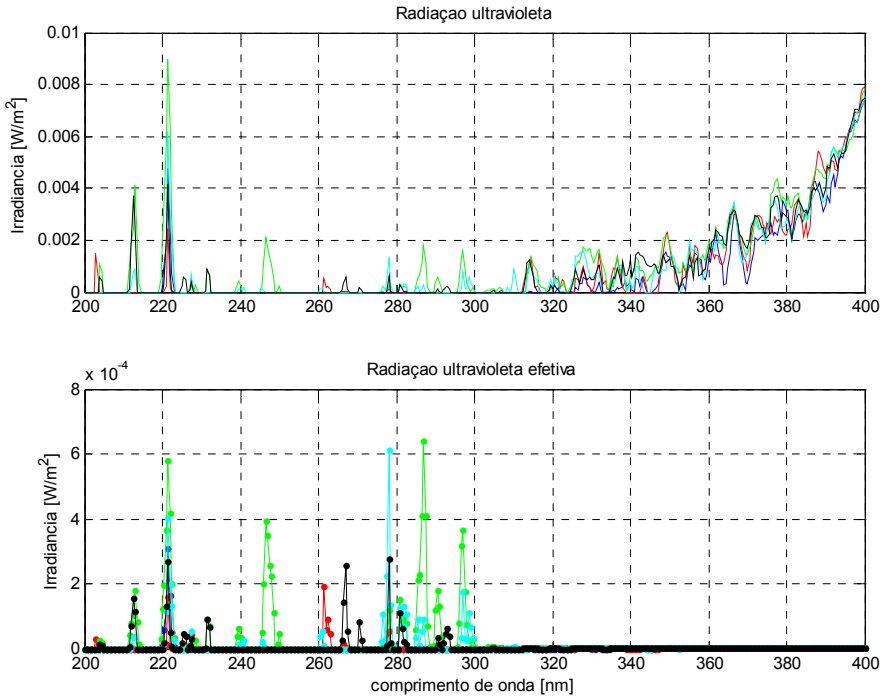


Figura 80 - Medição da radiação ultravioleta indesejada.
(Bilitron - 5 aquisições sobrepostas)

Assim como no equipamento Bilispot, utilizando-se a grade de medição elíptica, mediu-se a relação de uniformidade G2 para as extremidades dos eixos maior e menor ,sendo o resultado visto na Figura 81.

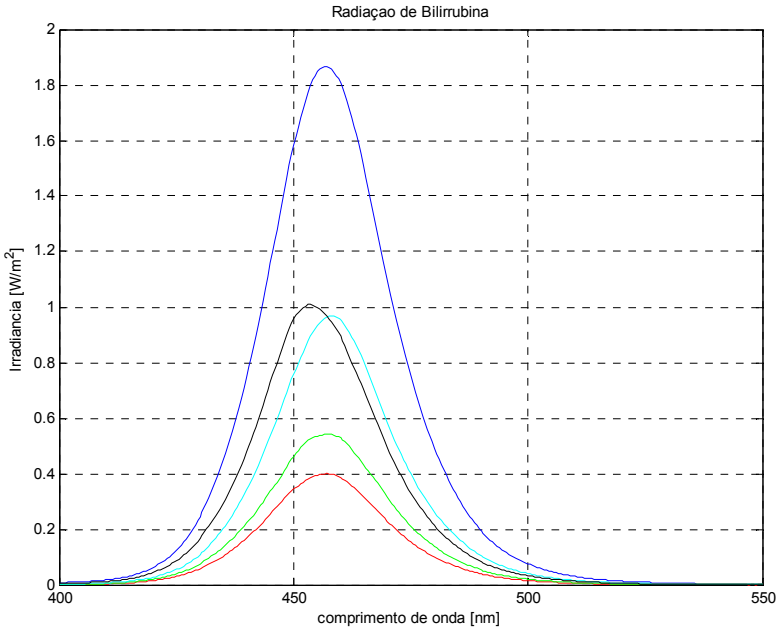


Figura 81 - Relação de não uniformidade G2 (Bilitron)

4.5.7 Análise dos resultados das medições

A comparação do resultado obtido para a radiação de bilirrubina do equipamento Octofoto encontra-se descrita na Tabela 22. Para se converter (W/m^2) em ($\mu W/cm^2.nm$) multiplica-se o valor medido em (W/m^2) por 100 para se obter ($\mu W/cm^2$) e divide-se o resultado por 150 (550 nm - 400nm) que é a faixa de bilirrubina.

Tabela 22 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Octofoto).

Distância ao paciente (mm)	Irradiância média de Bilirrubina Medida (W/m^2)	Irradiância convertida em Radiação ($\mu W/cm^2.nm$)	Radiação declarada pelo fabricante ($\mu W/cm^2.nm$)
500	13,4 ± 2,8	8.9 ± 1.9	-

Não foi fornecido o manual para este equipamento, mas como o valor internacionalmente aceitável para um tratamento adequado de fototerapia é de 4 $\mu W/cm^2.nm$ [59], ele é efetivo para o tratamento de bilirrubina.

Com os resultados obtidos do equipamento Bilispot foi construída a Tabela 23 que permite a comparação das medições com o valor declarado pelo fabricante.

Tabela 23 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Bilispot)

Distância ao paciente (mm)	Irradiância de Bilirrubina Medida (W/m^2)	Irradiância convertida em Radiação ($\mu W/cm^2.nm$)	Radiação declarada pelo fabricante ($\mu W/cm^2.nm$)
450	37,38 ± 0,16	24,92 ± 0,11	33
500	26,77 ± 0,17	17,85 ± 0,11	26
550	20,82 ± 0,05	13,88 ± 0,03	20
600	16,55 ± 0,06	11,03 ± 0,04	19

Podemos verificar que os valores declarados pelo fabricante são maiores do que os valores medidos.

Com os resultados obtidos do equipamento Bilitron foi construída a Tabela 24.

Tabela 24 - Comparação entre irradiância medida e declarada (Bilitron)

Distância ao paciente (mm)	Irradiância de Bilirrubina Medida (W/m^2)	Irradiância convertida em Radiação ($\mu W/cm^2.nm$)	Radiação declarada pelo fabricante ($\mu W/cm^2.nm$)
300	64,80 ± 0,09	43,20 ± 0,06	35 - 45
400	46,16 ± 0,04	30,77 ± 0,03	20 - 35
500	28,57 ± 0,12	19,05 ± 0,08	15 - 25

Como o fabricante declarou uma faixa muito grande de emissão de fototerapia para as distâncias especificadas, os valores encontram-se dentro dos valores medidos.

Na Tabela 25 as relações de uniformidade dos três equipamentos podem ser comparadas.

Tabela 25 - Relação de uniformidade da irradiância G2

Equipamento	Uniformidade G2 da irradiância
Octofoto	0,44
Bilispot	0,07
Bilitron	0,21

De acordo com as prescrições da Norma, a uniformidade G2 da irradiância deve ser maior que 0,4. Portanto, só o equipamento Octofoto atende esta prescrição.

A Norma não prevê a utilização de áreas de tratamento elípticas e também diz que o valor de 0,4 é aceito como uma limitação adequada e segura embora não existam resultados clínicos e recomendações disponíveis na literatura sobre o assunto.

Os valores obtidos para a radiação indesejada ultravioleta encontram-se na Tabela 26.

Tabela 26 - Valores de radiação indesejada

Equipamento	Radiação Infravermelha (W/m^2)	Radiação ultravioleta (10^{-4} W/m^2)	Radiação eritemica (índice UV)
Octofoto	$2,16 \pm 0,01$	77 ± 5	0,3
Bilispot	$3,18 \pm 0,01$	107 ± 5	0,4
Bilitron	$1,5 \pm 0,01$	33 ± 5	0,1

A Norma prescreve que o valor obtido para a radiação ultravioleta indesejada não deva ser maior do que 1.10^{-4} W/m^2.

Por este critério todos os equipamentos de fototerapia são reprovados.

Foi verificado, porém, que o valor 1.10^{-4} W/m^2 é da mesma ordem de grandeza da radiação de fundo dos analisadores de espectro óptico.

Consultando as justificativas para o valor imposto pela Norma, encontra-se no Anexo-AA da referida Norma, a metodologia adotada. O valor considerado equivale à exposição de $30J/m^2$ de irradiância ultravioleta, dentro de um período de 8 h seguidas, que um adulto pode receber sem que isto cause danos à saúde.

O valor é calculado dividindo-se $30J/m^2$ por 72 h e calculando-se para uma potência constante de irradiação em (W/m^2) dividindo-se por 3600 s, resultando no

valor de 1.10^{-4} W/m^2. Estes cálculos resultam em um espectro limitado reduzido para a irradiação ultravioleta, pois consideram um tratamento ininterrupto que pode durar 3 dias.

Comparativamente foi calculado o índice ultravioleta (IUV)[60] definida pela eq.(40), que utiliza a mesma curva de efetividade espectral para a pele.

$$IUV = 40\int_{280nm}^{400nm} E(\lambda).S(\lambda).\Delta\lambda \qquad (40)$$

onde IUV é a irradiância efetiva, em W/m^2, normalizada para uma fonte de 25mW/m^2
$E(\lambda)$ é a irradiância espectral das medições, em W/m^2;
$S(\lambda)$ é a efetividade espectral (admensional)
$\Delta\lambda$ é a banda de freqüências largas em nanômetros dos intervalos calculados ou medidos

O IUV é utilizado para quantificar o risco de exposição à radiação da luz solar que as pessoas podem estar submetidas de acordo com a escala da Figura 82.

Figura 82 - Escala IUV do nível de exposição à radiação solar (CORRÊA, 2003) [60]

Como pode ser visto na Tabela 26, todos os IUV calculados para os equipamentos estão abaixo de 1, considerando-se os equipamentos seguros por este critério.

O índice de exposição prescrito na Norma talvez precise ser revisto porque ele implica que um recém nascido não poderia ser exposto a luz solar direta com um nível de radiação ultravioleta menor do que o sol durante as primeiras horas da manhã.

5 Conclusões

Uma das conclusões obtidas no desenvolvimento desta pesquisa pode ser considerada genérica para quaisquer ensaios de equipamentos ou produtos a serem ensaiados.

Um exemplo pode facilitar a compreensão desta conclusão.

Suponha-se que durante uma aula de laboratório de eletrônica o professor peça para o aluno medir com o osciloscópio a forma de onda do sinal de saída de um amplificador, sua amplitude e freqüência.

Um técnico treinado e com experiência realizaria o experimento em menos de cinco minutos. Porém, para o aluno que não possui nenhum conhecimento e experiência prévia é diferente. Precisa aprender o que é forma de onda, amplitude e freqüência de um sinal. Após adquirir o conhecimento teórico das grandezas que precisam ser medidas, consegue compreender o que o professor está pedindo para ser feito.

A etapa seguinte no aprendizado deste aluno é a utilização do osciloscópio. Certamente perguntará o que é um osciloscópio e como funciona. Depois de aprender o princípio de funcionamento deste instrumento de medição estará apto a utilizá-lo.

Neste ponto surge a tarefa mais difícil do aprendizado. Como é que se utiliza o osciloscópio para medir a grandeza de interesse?

Precisará estudar o manual do instrumento de medição e descobrir como configurar diversas funções do mesmo, tais como, taxa de varredura, modo de sincronismo e escala utilizada. Estes são conceitos que não estavam previstos para serem aprendidos no início, mas são necessários para a realização das medições.

Agora que já se sabe o que medir e como medir o aluno realiza as medições.

Ao mostrar os resultados para o professor este diz que está errado.

Como o aluno poderia saber que o resultado estava errado se ele seguiu todos os procedimentos do manual? A partir de agora o aluno tenta solucionar o problema.

A primeira solução razoável é trocar de osciloscópio e refazer as medições. Se ele segue o mesmo procedimento e os resultados são diferentes o problema, provavelmente, era do instrumento de medição que não estava calibrado. Mas pode

ser que ocorra a repetição dos resultados anteriores. Neste caso o erro está no procedimento de medição que foi elaborado pelo aluno.

Outra maneira de ter solucionado o problema seria colocar no osciloscópio um sinal conhecido e verificar se os procedimentos de medição estão corretos.

No final do experimento, depois de várias comparações e medições de padrões, o aluno atinge o nível de conhecimento e experiência do técnico. Este é um processo de aprendizado, às vezes árduo, que precisa ser seguido.

Os dois métodos utilizados para solucionar o problema de rastreabilidade de medição são muito comuns em metrologia: a comparação interlaboratorial e o uso de padrões de calibração.

Neste trabalho foram desenvolvidos vários métodos e processos de medição de diferentes grandezas físicas que precisavam ser avaliadas segundo as Normas de segurança de equipamentos eletromédicos da série NBR IEC 650601.

Assim como no exemplo apresentado anteriormente, foi preciso aprender os conceitos e características das grandezas que precisavam ser medidas. Pesquisou-se quais instrumentos de medição precisariam ser utilizados e como funcionam. Foram lidos os manuais dos instrumentos de medição e elaborados diversos procedimentos de ensaio. Durante este processo completo, diversos conceitos que não estavam previstos precisaram ser aprendidos.

Com os procedimentos elaborados, os ensaios foram realizados e diversos resultados foram obtidos.

A pergunta que surge então é a seguinte: os resultados estão corretos?

No Brasil, o INMETRO ainda está se adequando na construção e manutenção de diversos padrões de grandezas físicas que foram utilizadas neste experimento. Enquanto estes padrões não estão disponíveis a solução encontrada pelos Laboratórios de Ensaios de equipamentos eletromédicos é a “comparação interlaboratorial”.

Na comparação interlaboratorial, o Laboratório que organiza a comparação caracteriza e estabiliza uma fonte de alguma grandeza física e todos os Laboratórios participantes medem a mesma fonte de sinal. O resultado das medições são avaliados segundos critérios estatísticos estabelecidos pela comparação.

Desta maneira, os resultados obtidos podem ser comparados e problemas com o processo de medição utilizado por algum Laboratório pode ser identificado.

Muitos dos resultados obtidos nesta pesquisa precisaram ser verificados porque os resultados dos ensaios tanto para verificação de funcionalidade como para avaliação de desempenho e segurança não estavam de acordo com as especificações fornecidas pelos fabricantes desses instrumentos de medição e equipamentos médicos.

Esta é uma conclusão importante deste trabalho que pode servir como alerta a outras pesquisas.

O que se obteve nesta pesquisa foram a determinação e entendimento das grandezas que precisavam ser medidas, os instrumentos de medição necessários e os métodos e processos de medição desenvolvidos. Certamente a fase mais difícil do aprendizado foi ultrapassada, mas ainda resta a aquisição da experiência continuada.

Nas subseções a seguir serão expostas as conclusões específicas sobre os resultados dos ensaios realizados com os equipamentos eletromédicos que operam com fenômenos ondulatórios.

5.1 Conclusões do experimento com ondas curtas

O procedimento de medição para este tipo de equipamento não precisou ser elaborado porque a Norma correspondente especifica de forma clara o dispositivo de ensaio que deve ser utilizado e todo o processo de medição.

O que se pôde concluir do ensaio realizado é que a parte crítica do experimento é a obtenção do equilíbrio térmico sobre o dispositivo de ensaio. O ambiente de ensaio neste caso deve ser controlado para não apresentar mudanças significativas de pressão e temperatura e, principalmente, não podem existir correntes de ar sobre o dispositivo.

Os níveis de incerteza de $\pm 10\%$ são facilmente atingíveis podendo-se utilizar no lugar do wattímetro um multímetro para se medir tensão e corrente, pois o erro obtido não aumenta de forma significativa.

No caso das três cargas, 50Ω, 100Ω e 150Ω a temperatura atingida é praticamente a mesma, não sendo necessária a utilização de três curvas de calibração.

5.2 Conclusões do experimento com microondas

A medição da radiação indesejada utilizando o monitor de radiação não apresentou dificuldades e pode ser facilmente repetida.

Por questão de segurança, o operador do monitor de radiação não deve modificar o procedimento, realizar a medição segurando o medidor na mão e vir se aproximando lentamente até a distância especificada pela Norma. Deve ser utilizado o suporte destinado para este fim e só então o equipamento sob ensaio deve ser ligado.

O resultado obtido não diferiu do que se esperava medir pelo limite especificado na Norma. É importante observar que sempre é necessário certificar-se da calibração do instrumento através de padrões ou comparação interlaboratorial.

A medição de potência mostrou que as características do atenuador de 20dB estavam alteradas. Com a comparação que foi realizada no LME pôde-se descobrir o fator de atenuação utilizado durante o ensaio e verificar que o procedimento utilizado estava correto. Procedimentos de segurança precisarão ser definidos para se evitar acidentes futuros que danifiquem o atenuador, que é essencial para a realização das medições.

5.3 Conclusões do experimento com fototerapia

Os resultados obtidos com o procedimento de ensaio desenvolvido mostraram-se satisfatórios pois estavam próximos aos valores declarados pelo fabricante. Isto mostra que os métodos e processos de medição, do fabricante e do laboratório, resultam em valores coerentes.

Os instrumentos de medição foram adquiridos com certificado de calibração rastreável ao NIST, mas isto não implica que estejam calibrados, pois o instrumento pode ter sofrido alterações durante o transporte de importação.

A certeza da calibração só será possível se forem adquiridas fontes padrão para verificação ou se forem feitas comparações com outros Laboratórios, por exemplo o IPT.

O valor prescrito pela Norma para a radiação indesejada ultravioleta comparado com o índice de radiação IUV é muito restritivo.

Outro problema encontrado é que a Norma prescreve a medição para comprimentos de onda a partir de 180 nm e instrumentos comerciais para medições não são encontrados a partir deste valor.

A faixa de medição do instrumento adquirido inicia-se em 200nm pelos motivos expostos na análise e seleção do instrumento.

5.4 Conclusões do experimento com LASER

O equipamento e os sensores utilizados na validação dos procedimentos de ensaios e na comparação interlaboratorial mostraram-se adequados para medição de potência LASER.

Os demais sensores precisarão ser verificados, sendo necessária a aquisição de fontes calibradas.

5.5 Conclusões do experimento com ultra-som para terapia

Foi possível concluir que os valores obtidos para o mapeamento dos transdutores de terapia estão de acordo com o esperado.

Um estudo para a quantificação das incertezas de medições associadas ainda precisaria ser feito. Medições de padrões de ultra-som e comparações precisariam

ser realizadas para se obter uma confiabilidade do processo de medição e familiaridade com a utilização do tanque de ultra-som

Certamente a aquisição e o estudo das duas Normas Técnicas listadas a seguir serão de grande ajuda para se verificar se os procedimentos de ensaios desenvolvidos são adequados para os ensaios dos transdutores de ultra-som:

- NEMA Standards Publication UD2-2004 - *Acoustic Output Measurement Standard For Diagnostic Ultrasound Equipment,*Revision 3.
- NEMA Standards Publication UD3-2004 - *Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices On Diagnostic Ultrasound Equipment,* Revision 2

Estas Normas descrevem procedimentos de medição e métodos de calibração para verificação de medições acústicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentals of physics**. Extended 7th Edition, Wiley, 2004. ISBN 0-471-23231-9

[2] HALLIDAY, D.; RESNICK, R. **Fundamentos de Física: gravitação, ondas e termodinâmica**. Livros Técnicos e Científicos, vol.2, Rio de Janeiro, 1993.

[3] NUSSENZVEIG, M. H. **Curso de Física Básica 2 - Fluídos, Oscilações e Ondas, Calor**. Vol. 2, Edgar Blücher, São Paulo, 1990.

[4] Wikipédia – A Inciclopédia Livre. Ondas. Desenvolvido pela Wikimedia Foundation. Apresenta conteúdo enciclopédico. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Ondas& oldid=512800>. Acesso em: 14 maio 2008.

[5] Fisicanet - O CANAL DA FÍSICA NA INTERNET. Ondas Eletromagnéticas. Apresenta conteúdo de teoria Física. Disponível em: <http://www.terra.com.br/ fisicanet/cursos/ondas_eletromagneticas/ondas_eletromagneticas.html>. Acesso em: 14 maio 2008.

[6] Federal Communications Commission(FCC) **U.S. Frequency Allocation Chart** Disponível em: < http://www.ntia.doc.gov/osmhome/allochrt.pdf>. Acesso em: 07 maio de 2009.

[7] ZURMELY, R. M. Polarização. Homepage pessoal. Disponível em: <http://www.qsl.net/py4zbz/antenas/polarizacao.htm>. Acesso em: 14 maio 2008.

[8] Wikipédia – A Inciclopédia Livre. Efeito Doppler. Desenvolvido pela Wikimedia Foundation. Apresenta conteúdo enciclopédico. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Efeito_Doppler&oldid=10515924>. Acesso em: 16 Mai 2008.

[9] GRIFFITHS, D. **Introduction to Quantum Mechanics,** Prentice-Hall, NJ, 2nd ed, 2004.

[10] Plana-Fattori, A.; Ceballos, J.C. Glossário de Termos Técnicos em Radiação Atmosférica - versão 2.0. Disponível em: http://www.cptec.inpe.br/ satelite/metsat/pesquisa/gloss/capa.htm>. Acesso em: 30 jun. de 2007.]

[11] INTERNATIONAL COMMISSION ON NON IONIZING RADIATION PROTECTION - ICNIRP. **REVIEW OF CONCEPTS, QUANTITIES, UNITS AND TERMINOLOGY FOR NON-IONIZING RADIATION PROTECTION.** Health Physics, 49(6), 1329-1362, 1985.

[12] CENTRO DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA DO ESTADO DE SÃO PAULO. **Comunicado CVS - 042/2004** -. RELATÓRIO FINAL DO GRUPO TÉCNICO DE TRABALHO, CRIADO PELA PORTARIA CVS NO 13, DE 28 DE JULHO DE 2.003, para subsídio à Secretaria de Estado da Saúde na "regulamentação e aprimoramento da legislação estadual relativa aos riscos à saúde decorrentes da exposição às radiações não-ionizantes, oriundas das antenas transmissoras de telefonia celular". BEPA - Boletim Epidemiológico Paulista, ISSN 1806-4272, fevereiro 2004.

[13] AGÊNCIA NACIONAL DE TELECOMUNICAÇÕES - ANATEL. **Resolução N.°303**. Aprova o Regulamento sobre Limitação da Exposição a Campos Elétricos, Magnéticos e Eletromagnéticos na Faixa de Radiofreqüências entre 9 kHz e 300 GHz. Publicada no Diário Oficial da União de 02 de julho de 2002.

[14] ABRADECEL - Associação Brasileira de Defesa dos Moradores e Usuários Intranqüilos com Equipamentos de Telecomunicações Celular. **Limites de Exposição**. Disponível em: <http://www.abradecel.org.br/wd/default.asp?cat= 10&link=154>. Acesso em: 20 maio 2008

[15] REDE TSQC - Rede de Tecnologia e Serviços de Qualificação e Certificação em Tecnologia da Informação. **INFRA-ESTRUTURA PARA GARANTIR A QUALIDADE DAS MEDIÇÕES DAS RADIAÇÕES NÃO IONIZANTES (RNI) SOBRE SERES HUMANOS**. Disponível em <http://www.anvisa.gov.br/reblas/ oficinas/ghs/projeto2.pdf>. Acesso em: 20 maio 2008.

[16] E-FÍSICA - ENSINO DE FÍSICA ONLINE. **Polarização de Ondas Eletromagnéticas**. Disponível em: <http://efisica.if.usp.br/eletricidade/basico/ondas/ polarizacao_ondas_eletromag/>. Acesso em: 20 maio 2008.

[17] WIKIPÉDIA – A INCICLOPÉDIA LIVRE. **Válvula Magnetron.** Desenvolvido pela Wikimedia Foundation. Apresenta conteúdo enciclopédico. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/Magnetron>. Acesso em:13 jun. 2008.

[18] HOWSTUFFWORKS. **Como funcionam as lâmpadas fluorescentes**. Conteúdo do Universo Online (UOL). Disponível em: <http://casa.hsw.uol.com. br /lampadas-fluorescentes1.htm>. Acesso em: 24 jun. 2008.

[19] SVELTO, O.; HANNA, D.C. **Principles of LASERs**. Plenum Press, New York, 1989.

[20] KALLARD, T. **Exploring LASER Light**. Optosonic Press, New York, 1977.

[21] HECHT, E.; ZAJAC, A. **Optica**. Editorial Addison-Wesley Iberoamericana (1986), págs. 388-418.

[22] BABICHAK, C. C. **LASER**. Ciência & Ensino. UNICAMP. Faculdade de Educação. Jornal Semestral do Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciência e Ensino, n°5, dez 1998, ISSN 1414-51111.

[23] UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. ESCOLA POLITÉCNICA. **Sensores: Tecnologias e Aplicações – Vol.1 Capítulo 3 – Transdutores de Ultra-som: Modelagem, Construção e Caracterização** – CDROM – ISBN:85-86686-30-1.

[24] ZEMANEK, J. **Beam Behavior within the Nearfield of a Vibrating Piston**. Journal of the Acoustical Society of America, vol. 49, 181-191, 1971.

[25] RINCK, P. A. **Ressonância Magnética: o Livro-Texto do European Magnetic Resonance Fórum**, quinta edição, ISBN-8573098457,Editora Revinter, 2004.

[26] HTM ELETRÔNICA. **Manual do Equipamento DIATHERAPIC SHORTWAVE**. Disponível em:<http://www.htmeletronica.com.br/download/manuais/manual_ diatherapic_shortwave.zip>. Acesso em: 20 maio 2008.

[27] MOREIRA, A. P. C.; DÁRIO, J. P.; PONTES, M. G.; RANGEL, R. R. P. **ONDAS CURTAS**. FisioWEB – Referência em Fisioterapia na Internet. Disponível em: <http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/eletro/ondas_ curtas.htm>. Acesso em: 20 maio 2008.

[28] HTM ELETRÔNICA. **Manual do equipamento DIATHERAPIC MICROWAVE** Disponível em: <http://www.htmeletronica.com.br/download/manuais/manual_diatherapic_microwave.zip>. Acesso em: 20 maio 2008.

[29] BONTA, B. W.; WARSHAW, J. B. **Importance of Radiant Flux in the Treatment of Hyperbilirubinemia: Failure of Overhead Phototherapy Units in Intensive Care Units**. Pediatrics 1976;57;502-505

[30] HART, G.; CAMERON, R. **The importance of irradiance and area in neonatal phototherapy**, Archives of Disease in Childhood - Fetal and Neonatal Edition 2005; 90, pp.F437–F440.

[31] HTM ELETRÔNICA. **Manual dos Equipamentos LASER 632 e LASER 904**. Disponível em: < http://www.htmeletronica.com.br/download/download.html>. Acesso em: 20 maio 2008.

[32] BRANDALIZE, M. C. B.; PHILIPS, J. W. . **Padrões de Classificação de Equipamentos Laser Utilizados em Levantamentos Terrestres e Aéreos**. In: COBRAC 2002 - 5°. Congresso Brasileiro de Cadastro Técnico Multifinalitário, 2002, Florianópolis - SC. Anais - 5°. Congresso Brasileiro de Cadastro Técnico Multifinalitário. Florianópolis : UFSC, 2002.

[33] HTM ELETRÔNICA. **Manual do Equipamento SONIC COMPACT**. Disponível em:<http://www.htmeletronica.com.br/download/manuais/manual_sonic_compact.zip >. Acesso: 10 abr. 2008.

[34] VINCENT, J. D. **Fundamentals of infrared detector operation and testing**, Wiley, 1990. ISBN: 978-0-471-50272-2

[35] RYER, A. **Light Measurement Handbook**. International Light Inc.,1998. ISBN: 0-9658356-9-3

[36] HECHT, E.; ZAJAC, A. **OPTICS**, 2nd Edition, Addison-Wesley, 1987

[37] STOKES, L. F. **Selecting an optical spectrum analyzer**, Circuits and Devices Magazine, IEEE, Volume 11, Issue 2, mar. 1995, pp. 51-53.

[38] DOMANCHIN, J. L.; GILCHRIST, J. R. **Size and Spectrum**. Photonics Spectra. 35(7), 2001, pp. 112-118.

[39] WIKIPÉDIA - A INCICLOPÉDIA LIVRE. **Monochromator**. Desenvolvido pela Wikimedia Foundation. Apresenta conteúdo enciclopédico, Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/Monochromator>. Acesso em: 27 jan. 2009.

[40] ISHIKAWA N. M. **Avaliação de equipamentos de ultra-som para fisioterapia segundo a norma NBR IEC 1689 da Associação Brasileira de Normas Técnicas.** In: Anais do XVII Congresso de Engenharia Biomédica, Florianópolis, v.1, p.326-330.

[41] ALVARENGA, A. V.; CARDONA, M. A. R.; COSTA-FÉLIX, R. P. B. **Implantação de Sistema de Mapeamento do Campo Acústico de Transdutores de Ultra-Som do Laboratório de Ultra-Som do INMETRO**. In: Metrosaúde 2005 - Simpósio de Metrologia em Saúde, São Paulo, 2005.

[42] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR - IEC 1689**. Ultra-som – Sistemas de Fisioterapia – Prescrições para Desempenho e Métodos de Medição na Faixa de Frequência de 0,5 MHz a 5 MHz, Rio de Janeiro, 1998.

[43] ALVARENGA, A. V. ; MACHADO, J.C.; PEREIRA, W. C. A. **Implementação do protocolo para a obtenção de parâmetros do feixe acústico de transdutores ultra-sônicos utilizados em medicina**, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v.17, n.3, p.151-63, set/dez 2001.

[44] HEKKENBERG, R. T.; REIBOLD, R.; ZEQIRI, B. **Development of standard measurement methods for essencial properties of ultrasound therapy equipment**, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 20, n. 1, pp. 83-98, 1994.

[45] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS **Report No. 1123**, Exposure criteria for medical diagnostic ultrasound: I. Criteria based on thermal mechanisms, Bethesda MD, 1992.

[46] CARTENSEN, E. L.; CHILD S. Z.; CRANE, C.; PARKER, K. J. **Lysis of cells in Elodera leaves by pulsed and continuous wave ultrasound**, Ultrasound in Medicine & Biology, v.16, p. 167-173, 1990.

[47] CHILD, S. Z.; HARTMAN, C. L.; MCHALE L. A.; CARTENSEN, E. L. **Lung damage from exposure to pulsed ultrasound**, Ultrasound in Medicine & Biology, v.16, p. 817-825, 1990.

[48] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 60601-2-3**: Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento de terapia por ondas curtas, Rio de Janeiro, 1997.

[49] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 60601-2-05**: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia, Rio de Janeiro, 1997.

[50] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 60601-2-06**: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento de terapia por microondas, Rio de Janeiro, 1997.

[51] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 60601-2-22**: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a LASER, Rio de Janeiro, 1997.

[52] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 60601-2-50**: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento de fototerapia, Rio de Janeiro, 2003.

[53] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. **NBR IEC 601-1**: Equipamento Eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais para segurança, Rio de Janeiro, 1994.

[54] AGÊNCIA NACIONAL DE TELECOMUNICAÇÕES (ANATEL). **ATO N° 64.291**, Plano de Atribuição, destinação e distribuição de faixas de freqüências no Brasil, Publicado no Diário Oficial da União nº 64, de 3 de abril de 2007.

[55] GRUBER, C. R.; GEWEHR, P. M. **Evaluation of short wave therapy equipament based on brazilian standards**. Brazilian Archives of Biology and Technology, 2006. 49(Special): p. 9-15.

[56] Vuolo, J. H. **Fundamentos da Teoria de Erros**, 2ª edição, Editora Edgard Blücher Ltda., São Paulo, 1996.

[57] FERRARI, C. B.; ANDRADE, M. A. B.; ADAMOWISKI, J. C.; GUIRRO, R. R. J. **Mapeamento do campo acústico de equipamentos de ultra-som terapêutico**. In: XVII Congresso Brasileiro de Fisioterapia, 2007, São Paulo. Revista Brasileira de Fisioterapia, 2007, v. 11. p. 631-631.

[58] INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION (ICNIRP), **Guidelines on Limits of Exposure to Ultraviolet Radiation of Wavelengths Between 180 nm and 400 nm (Incoherent Optical Radiation)**. Health Physics 87(2): 171-186, 2004.

[59] MAISELS, M. J. Neonatal Jaundice. In: **Avery's Neonatology**: Pathophysiology and Management of the Newborn, 2nd ed., Philadelphia: Lippincott, 1981, pp. 473-544.

[60] CORRÊA, M. P. **ÍNDICE ULTRAVIOLETA: AVALIAÇÕES E APLICAÇÕES**. Tese de Doutorado do Instituto de Astronomia, Geofísica e Ciências Atmosféricas, Universidade de São Paulo, 2003.