

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO**

**REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES  
E EQUIPES MÉDICAS PELO USO DE FILTROS  
ADICIONAIS DE COBRE E ALUMÍNIO NAS SAÍDAS  
DE TUBOS DE RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE  
HEMODINÂMICA**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Guilherme Lopes Weis**

**Santa Maria, RS, Brasil  
2011**

**REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES E  
EQUIPES MÉDICAS PELO USO DE FILTROS ADICIONAIS  
DE COBRE E ALUMÍNIO NAS SAÍDAS DE TUBOS DE  
RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA**

por

**Guilherme Lopes Weis**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Área de Concentração em Gerência de Produção, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS) como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Engenharia de Produção**

Orientador: Prof. Dr. Felipe Martins Muller

Santa Maria, RS, Brasil  
2011

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro de Tecnologia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova a Dissertação de Mestrado

**REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES E EQUIPES  
MÉDICAS PELO USO DE FILTROS ADICIONAIS DE COBRE E  
ALUMÍNIO NAS SAÍDAS DE TUBOS DE RAIOS X EM  
EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA**

elaborada por  
**GUILHERME LOPES WEIS**

como requisito parcial para a obtenção de grau de  
Mestre em Engenharia de Produção

**Comissão Examinadora**

**Felipe Martins Müller, Dr.**  
(Presidente / Orientador)

**Luiz Alexandre Schuch, Dr. (UFSM)**

**Gilberto Orenço de Oliveira, Dr. (UNIFRA)**

Santa Maria, 18 de março de 2011

À todos que de uma forma ou outra me  
ajudaram a realizar este trabalho.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor Felipe Martins Müller, por acreditar e me incentivar na realização desta conquista.

Ao professor Luiz Alexandre Schuch por estar ao meu lado desde o início de minha vida acadêmica.

Aos meus colegas e amigos do Hospital Universitário de Santa Maria.

Um agradecimento especial ao Hospital Universitário de Santa Maria, às empresas, ao Instituto do Coração de Santa Maria – ICOR e ao HEMOCOR SM – Cardiologia Intervencionista que participaram da pesquisa e auxiliaram significativamente na elaboração deste estudo.

À minha família, por estar sempre ao meu lado.

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção  
Universidade Federal de Santa Maria

### **REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO EM PACIENTES E EQUIPES MÉDICAS PELO USO DE FILTROS ADICIONAIS DE COBRE E ALUMÍNIO NAS SAÍDAS DE TUBOS DE RAIOS X EM EQUIPAMENTOS DE HEMODINÂMICA**

AUTOR: GUILHERME LOPES WEIS  
ORIENTADOR: PROF. DR. FELIPE MARTINS MULLER  
Data da Defesa: Santa Maria, 18 de março de 2011.

No âmbito do uso das radiações ionizantes, raios X, estão os Serviços de Hemodinâmica que tem como objetivo realizar o diagnóstico e a terapia de diversos tipos de doenças cardiovasculares. Nos Serviços de Hemodinâmica, os aspectos mais preocupantes em relação aos níveis de exposição às radiações, tanto do paciente quanto da equipe médica, é o longo tempo de exposição. Como meios de reduzir os níveis de radiação, que são extremamente dependentes do comportamento dos profissionais durante o procedimento, pode-se citar a redução do tempo de exposição total, a melhor posição da equipe dentro da sala, o uso dos equipamentos de proteção individual, a menor distância do tubo intensificador de imagens em relação ao paciente, dentre outros fatores. A aplicação destes meios de redução das exposições é variável de acordo com as equipes médicas. Assim, a proposta deste trabalho é reduzir os níveis de exposição de uma forma independente da equipe médica que esteja utilizando estes equipamentos. Propõe-se o uso de filtros adicionais na saída do tubo de raios X em três equipamentos de diferentes gerações, HEMOCOR SM – Cardiologia Intervencionista, Instituto do Coração de Santa Maria – ICOR e Hospital Universitário de Santa Maria - HUSM, com o objetivo principal de reduzir as radiações de baixa energia que aumentam a exposição do paciente e da equipe médica. A principal dificuldade a ser enfrentada com o uso dos filtros é a redução da qualidade da imagem, ou seja, a perda de informação visando o correto diagnóstico. Para quantificar-se a qualidade da imagem montou-se um simulador com placas de alumínio e com outros dispositivos nelas sobrepostos que possibilitam mensurar e comparar as imagens adquiridas. Para evitar-se dúvidas da avaliação das imagens geradas entre observadores (interobservadores) e mesmo entre o próprio observador (intra-observador), utilizou-se métodos de análise de imagens (*threshold*, *histograma*, superfície 3D), onde pode-se medir a relação sinal ruído, a resolução espacial, o contraste e a definição da área do sinal. Utilizaram-se câmaras de ionização dispostas na posição da entrada da pele do paciente, na entrada do tubo intensificador de imagens e na posição do médico hemodinamicista para quantificar-se a redução das doses ao adicionar-se os filtros. Após a escolha do filtro ideal para cada tipo de equipamento mediu-se a dose efetiva do médico hemodinamicista, utilizando-se dosímetros pessoais durante os procedimentos clínicos. Estas doses efetivas foram comparadas com as obtidas sem o uso de filtros para os mesmos procedimentos clínicos. Desta forma pode-se quantificar a redução real da exposição da equipe médica. No caso do HUSM, no modo fluoroscopia a filtração adicional de 0,29 mm de Cu mais 1 mm

de Al apresentou os melhores resultados, permitindo uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 55,89% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 38,8%. Já, no modo grafia, a filtração adicional de 0,29 mm de Cu mais 2 mm de Al apresentou os melhores resultados, permitindo uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 80,3% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 68,55%. Para o HEMOCOR, no modo fluoroscopia a filtração adicional de 0,29 mm de Cu mais 2 mm de Al apresentou os melhores resultados, permitindo uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 48,81% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 23,91%. Já, no modo grafia, a filtração adicional de 0,29 mm de Cu mais 2 mm de Al apresentou os melhores resultados, permitindo uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 72,53% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 52,30%. Para o ICOR, no modo fluoroscopia não foi possível coletar informações, pois o equipamento não gera imagens DICOM, nem mantém a última imagem no monitor. Já, no modo grafia, a filtração adicional de 0,58 mm de Cu mais 1 mm de Al apresentou os melhores resultados, permitindo uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 87,27% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 75%. Na análise da dosimetria pessoal realizada no HUSM, foi possível calcular uma redução global de dose de 55%. Desta forma pode-se afirmar que, com o uso dos filtros adicionais, a dose de radiação no paciente e equipes médicas pode ser reduzida sem prejuízo do diagnóstico. Esta redução é ainda mais significativa para os profissionais que trabalham em mais de um Serviço de Hemodinâmica.

Palavras-chave: Radioproteção; Radiologia Intervencionista; Redução de Dose de Radiação.

## **ABSTRACT**

Dissertation of Master's Degree  
Program of After-Graduation in Production Engineering  
Federal University of Santa Maria

### **REDUCTION OF THE DOSE OF RADIATION IN PATIENTS AND MEDICAL TEAMS BY THE USE OF ADDITIONAL FILTERS OF COPPER AND ALUMINUM IN THE EXITS OF TUBES OF X-RAY IN EQUIPMENTS OF HEMODYNAMIC**

AUTHOR: GUILHERME LOPES WEIS  
ADVISER: PROF. DR. FELIPE MARTINS MULLER  
Date of Defense: Santa Maria, March 18<sup>th</sup>, 2011.

The use of ionizing radiations, x-rays, are the services of hemodynamic which aim to perform the diagnosis and the therapy of many kinds of heart illnesses. In the Services of Hemodynamic the most preoccupying aspects concerning the levels of radiation exposure not only of the patients but of medical team as well, is the time of which exposure occurs. As means of reducing the time of total exposure which is extremely dependent on the behavior of the professionals during the procedure, it can be cited the reduction of the time of the total exposure the position of the team into the room, the use of equipments of individual protection, and the distance of the tube intensifier of the images concerning the patient, among other factors. The application of these means of reduction of the exposure is variable according to the medical teams. So, the proposal of this work is to reduce the levels of exposure of an independent form of that form the medical team are using these equipments. It is proposed the use of additional filters in the exit of the x-ray in the three equipments of different generations, HEMOCOR SM - Interventionist Cardiology, Heart Institute - ICOR and the University Hospital of Santa Maria-HUSM, with the main objective of reducing the radiation of low energy that increase the exposure of patients and medical team. The principal difficulty faced with the use of the filters is the reduction of the quality of the image, that is, the loss of information aiming to correct the diagnosis. In order to quantify the quality of the image, a simulator was mounted with plates of aluminum and with other devices overlapping them to make it possible to measure and to compare the obtained images. In order to avoid doubting the evaluation of the images produced among the observers (inter-observers) and even among the own observatory (intra-observer), methods of analyze of images (threshold, histogram, surface 3D) was used, where it is possible to measure the relation sign noise, the special resolution, the contrast and the definition of the area of the sign. It was used ionization chambers which were placed in the position of the entrance of the skin of the patient, in the entrance in the tube intensifier and in the position of the hemodynamic doctor in order to quantify the reduction of doses when the filters were added. After they chose of the ideal filter for every type of the equipment, it was measured the effective dose of hemodynamic, using personal dosimeters during the clinical procedures. These effective doses were compared with those obtained without the use of filters for the same clinical procedures. So, it was possible to quantify the real reduction of the exposure of the medical team. In the case of HUSM, in the fluoroscopy-type, the adding filtration of 0,29 mm of Cu more 1 mm of Al showed the better results, allowing a reduction in the Rate of Kerma in the



Air in the Entrance of the Skin of the Patient of 55,89% and a reduction of Rate of Kerma in the Air at 70 cm of distance in the direction of the hemodynamic doctor of 38,8%. Already, in the pencil-type, the additional filtration of 0,29 mm of Cu plus 2 mm of Al showed better results, allowing a reduction in the Rate of Kerma in the Air in the Entrance of the Skin of the Patient at 80,3% and a reduction of Rate of Kerma in the Air at 70 cm of distance in the direction of the hemodynamic doctor of 68,55%. For the HEMOCOR, in the fluoroscopy-type the additional filtration of 0,29 mm de Cu plus 2 mm of Al presented better results, allowing a reduction in the Rate of Kerma in the Air in the Entrance of the Skin of the Patient of 48,81% and a reduction in the Rate of Kerma in the Air at 70 cm of distance in the direction of the hemodynamic doctor of 23,91%. Already in the pencil-type, the additional filtration of 0,29 mm de Cu more 2 mm of Al presented the better results, allowing a reduction in the Rate of Kerm in the Air in the Entrance of the Skin of the Patient of 72,53% and a reduction in the Rate of Kerma in the Air at 70 cm of distance in the direction of the hemodynamic doctor of 52,30%. For the ICOR, in the fluoroscopy-type, it was not possible to collect information, because the equipment does not produce images DICOM, nor it keeps the last image in the monitor. Already, in the pencil-type, the additional filtration of 0,58 mm of Cu plus 1 mm of Al presented better results, allowing a reduction in the Rate of Kerma in the Air in the Entrance of the Skin of the Patient of 82,27% and a reduction in the Rate of the Kerma in the air at 70 cm of distance in the direction of the hemodynamic doctor of 75%. In the analysis of the personal dosimeter held in the HUSM, it was possible to calculate a global reduction of dose of 55%. So, it can be said that, with the use of additional filters, the dose of radiation in the patient and medical team can be reduced without damage of the diagnosis. This reduction is still more significant for the professionals that work in more than one service of Hemodynamic.

Key-words: Radioprotection; Interventional Radiology; Radiation Dose Reduction.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fator de qualidade da radiação .....	29
Tabela 2 – Fatores de risco para câncer fatal .....	32
Tabela 3 – Projeções básicas em cateterismo cardíaco .....	36
Tabela 4 – Ganho de brilho para três diferentes magnificações .....	50
Tabela 5 – Especificações das câmaras de ionização .....	63
Tabela 6 – Registro de referência dos dosímetros utilizados .....	63
Tabela 7 – Características dos protocolos de aquisição das imagens nos três serviços .....	67
Tabela 8 – Correspondência entre o índice da filtração adicional e a filtração aplicada .....	69
Tabela 9 – Valor mínimo a ser visualizado de acordo com o tamanho do campo do TII .....	70
Tabela 10 – Valor médio de cada degrau para cada índice de filtração adicional .	86
Tabela 11 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional .....	87
Tabela 12 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional.	91
Tabela 13 – Valor médio de cada degrau para cada índice de filtração adicional.	95
Tabela 14 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional .....	95
Tabela 15 – Valor médio de cada degrau para cada índice de filtração adicional.	102
Tabela 16 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional .....	102
Tabela 17 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional..	107
Tabela 18 – Valor médio de cada degrau para cada índice de filtração adicional..	110

Tabela 19 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional .....	110
Tabela 20 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional..	115
Tabela 21 – Valores de resolução espacial para os equipamentos avaliados....	129

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Espectro de raios X .....	25
Figura 2 – Esquema de exposição do paciente em hemodinâmica .....	26
Figura 3 – Ionização em uma câmara a gás .....	27
Figura 4 – Carta das características térmicas de um ânodo .....	38
Figura 5 – Componentes de um equipamento de fluoroscopia .....	38
Figura 6 – Níveis de energia de ligação em estruturas cristalinas .....	40
Figura 7 – Ciclo de transição eletrônica em um cintilador .....	41
Figura 8 – Transição eletrônica em um semicondutor .....	42
Figura 9 – Acoplamento dos semicondutores tipo P e N .....	43
Figura 10 – Interação da radiação com o detector semicondutor .....	43
Figura 11 – Relação entre intensidade do campo elétrico, espessura do detector e resolução espacial .....	44
Figura 12 – Radiação X interagindo com o cintilador em contato com a matriz ativa .....	45
Figura 13 – Radiação X interagindo com o fotocondutor em contato com a matriz ativa .....	45
Figura 14 – Processo de amplificação do sinal em um TII .....	49
Figura 15 – Processo de minificação .....	49
Figura 16 – Câmera de vídeo .....	51
Figura 17 – Produção do sinal de vídeo .....	51
Figura 18 – Esquema de leitura da imagem de entrada e visualização no vídeo .	52
Figura 19 – Tubo de raios catódicos .....	54
Figura 20 – Imagem digital .....	56
Figura 21 – Variação da resolução espacial em relação ao tamanho da matriz .	56

Figura 22 – Imagem com apenas 1 bit .....	57
Figura 23 – Variação da resolução de contraste em relação ao número de bits por pixel .....	57
Figura 24 – Pirâmide hierárquica do padrão DICOM .....	58
Figura 25 – Objeto simulador .....	66
Figura 26 – ROI para as imagens de referência dos três equipamentos de Hemodinâmica .....	71
Figura 27 – ROI de sinal para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica .....	72
Figura 28 – ROI de fundo para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica .....	73
Figura 29 – Segmentação das imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica .....	74
Figura 30 – ROI e análise das escalas de contraste para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica .....	74
Figura 31 – ROI e análise das imagens do cateter nas imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica .....	75
Figura 32 – Imagens das superfícies em 3D das barras do dispositivo de resolução espacial .....	76
Figura 33 – Posição do médico hemodinamicista e localização do dosímetro pessoal .....	79
Figura 34 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais .	85
Figura 35 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais .	94
Figura 36 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais .	101
Figura 37 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais .	109
Figura 38 – Localização do objeto simulador.....	138
Figura 39 – Posição de medida a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista .....	139
Figura 40 – Localização das câmaras de ionização (vista lateral) .....	139

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Contraste versus índice de filtração adicional.....	80
Gráfico 2 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	81
Gráfico 3 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	81
Gráfico 4 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	82
Gráfico 5 – TKEP versus índice de filtração adicional .....	82
Gráfico 6 – TKEII versus índice de filtração adicional.....	83
Gráfico 7 – TK70 versus índice de filtração adicional .....	83
Gráfico 8 – Razão do contraste pela TKEP versus índice de filtração adicional .	84
Gráfico 9 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional .....	84
Gráfico 10 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional .....	86
Gráfico 11 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	88
Gráfico 12 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	88
Gráfico 13 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	89
Gráfico 14 – TKEP versus índice de filtração adicional .....	89
Gráfico 15 – TKEII versus índice de diferença dos degraus .....	90
Gráfico 16 – TK70 versus índice de filtração adicional .....	90
Gráfico 17 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional .....	91
Gráfico 18 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional .....	93
Gráfico 19 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional .....	94
Gráfico 20 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	96
Gráfico 21 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	97

Gráfico 22 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	97
Gráfico 23 – TKEP versus índice de filtração adicional .....	98
Gráfico 24 – TKEDP versus índice de filtração adicional .....	98
Gráfico 25 – TK70 versus índice de filtração adicional .....	99
Gráfico 26 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional .....	99
Gráfico 27 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional .....	100
Gráfico 28 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional .....	101
Gráfico 29 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	103
Gráfico 30 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	104
Gráfico 31 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	104
Gráfico 32 – TKEP versus índice de filtração adicional .....	105
Gráfico 33 – TKEDP versus índice de filtração adicional .....	105
Gráfico 34 – TK70 versus índice de filtração adicional .....	106
Gráfico 35 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional .....	106
Gráfico 36 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional .....	108
Gráfico 37 – Variação percentual do Contraste na imagem do cateter e RSR de Baixo Contraste versus índice de filtração adicional .....	109
Gráfico 38 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	111
Gráfico 39 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	112
Gráfico 40 – Contraste versus índice de diferença dos degraus .....	112
Gráfico 41 – TKEP versus índice de filtração adicional .....	113
Gráfico 42 – TKEII versus índice de filtração adicional .....	113
Gráfico 43 – TK70 versus índice de filtração adicional .....	114
Gráfico 44 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional .....	114
Gráfico 45 – Percentual da diferença de contraste (%) versus índice de filtração adicional .....	116
Gráfico 46 – Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente no modo fluoroscopia para os diferentes filtros adicionais e equipamentos avaliados .....	125

Gráfico 47 – Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente no modo grafia para os diferentes filtros adicionados e equipamentos avaliados .....	126
Gráfico 48 – Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista no modo fluoroscopia para os diferentes filtros adicionados e equipamentos avaliados .....	126
Gráfico 49 – Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista no modo grafia para os diferentes filtros adicionados e equipamentos avaliados .....	127
Gráfico 50 – Variação da Relação Sinal Ruído (RSR) no modo grafia para os equipamentos avaliados .....	127
Gráfico 51 – Variação da Figura de Mérito no modo grafia para os equipamentos avaliados .....	128
Gráfico 52 – Variação do contraste, medido no cateter, no modo grafia para os equipamentos avaliados .....	128



## **LISTA DE ANEXOS**

Anexo A – Protocolo de Controle de Qualidade .....	133
Anexo B – Protocolo de Aquisição das Imagens .....	138
Anexo C – TKEP, TK70, TKEII ou TKDP, Fluoroscopia e Grafia .....	140

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	5
<b>ABSTRACT</b> .....	7
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	9
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	11
<b>LISTA DE GRÁFICOS</b> .....	13
<b>LISTA DE ANEXOS</b> .....	16
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	21
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	23
<b>2.1 Objetivo Geral</b> .....	23
<b>2.2 Objetivos Específicos</b> .....	23
<b>3 REVISÃO TEÓRICA</b> .....	24
<b>3.1 História da Fluoroscopia</b> .....	24
<b>3.2 Radiações Ionizantes: Raios X</b> .....	24
<b>3.3 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria</b> .....	25
<b>3.4 Grandezas Radiológicas</b> .....	27
3.4.1 Exposição, $X$ .....	27
3.4.2 Dose Absorvida, $D$ .....	27
3.4.3 Ionização Específica, $IE$ .....	28
3.4.4 Transferência Linear de Energia, $LET$ .....	28
3.4.5 Alcance .....	28
3.4.6 Eficiência Biológica Relativa, $RBE$ .....	29
3.4.7 Fator de Qualidade, $Q$ .....	29
3.4.8 Equivalente de Dose no Tecido ou Órgão, $H_T$ .....	30
3.4.9 Equivalente de Dose Efetiva, $H_E$ .....	30
3.4.10 Kerma, $K$ .....	30
<b>3.5 Efeitos Biológicos</b> .....	31
<b>3.6 Proteção Radiológica</b> .....	33
<b>3.7 Uso Clínico e Procedimentos Técnicos em Hemodinâmica</b> .....	35
<b>3.8 Componentes dos Equipamentos de Hemodinâmica</b> .....	36
3.8.1 Tubos de Raios X .....	36
3.8.2 Controle Automático de Exposição (CAE) .....	38
3.8.3 Sistemas de Detecção da Radiação .....	39
3.8.3.1 Detectores Gasosos .....	39
3.8.3.2 Detectores do Estado sólido .....	39
3.8.3.3 Detectores Planos .....	44
3.8.4 Sistema de Conversão e Amplificação do Sinal Elétrico .....	46
3.8.4.1 Tubos Intensificadores de Imagem (TII) .....	46

3.8.5 Sistemas de Vídeo .....	50
3.8.5.1 Câmeras de Vídeo .....	50
3.8.5.2 Dispositivo de Acúmulo de Carga (CCD) .....	51
3.8.6 Sistemas de Visualização .....	52
3.8.6.1 Sistemas de Televisão em Fluoroscopia .....	52
3.8.6.2 Monitores de Televisão (CRT).....	53
3.8.7 Controle Automático do Ganho (CAG) .....	54
3.8.8 O Conversor Analógico Digital (CAD) .....	54
<b>3.9 Sistemas Digitais</b> .....	<b>55</b>
3.9.1 Padrão DICOM .....	57
<b>4 EQUIPAMENTOS E DISPOSITIVOS UTILIZADOS</b> .....	<b>59</b>
<b>4.1 Equipamentos de Hemodinâmica</b> .....	<b>59</b>
4.1.1 Hospital Universitário de Santa Maria .....	59
4.1.2 HEMOCOR SM – Cardiologia Intervencionista LTDA – HEMOCOR .....	60
4.1.3 Instituto do Coração de Santa Maria – ICOR .....	62
<b>4.2 Equipamentos para Dosimetria</b> .....	<b>63</b>
4.2.1 Detectores de Radiação X .....	63
4.2.2 Dosimetria Pessoal .....	63
4.2.3 Equipamentos para Controle de Qualidade .....	64
4.2.3.1 Dispositivo para Testes em Fluoroscopia .....	64
4.2.3.2 Lâminas de Alumínio (Camada Semi-Redutora) .....	64
4.2.3.3 Medidor Não Invasivo de Tensão, Tempo e Corrente Transportável Relativa .....	64
4.2.3.4 Dispositivo para o Teste de Colimação .....	64
4.2.3.5 Cone para Teste de Alinhamento .....	64
4.2.3.6 Cone com Dispositivo de Teste de Ponto Focal .....	64
4.2.3.7 Sistema de Detecção da Radiação .....	64
4.2.3.8 Fotômetro .....	65
4.2.4 Software para Processamento e Análises de Imagens .....	65
4.2.5 Objeto Simulador .....	65
4.2.6 Filtros Adicionais .....	66
<b>5 METODOLOGIA EMPREGADA</b> .....	<b>67</b>
<b>5.1 Controle de Qualidade</b> .....	<b>67</b>
<b>5.2 Método de Aquisição dos Dados</b> .....	<b>67</b>
<b>5.3 Análises Quantitativas para as Imagens DICOM Geradas nos Equipamentos de Hemodinâmica</b> .....	<b>69</b>
5.3.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR) .....	70
5.3.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por <i>Threshold</i> .....	73
5.3.3 Avaliação da Escala de Contraste .....	74
5.3.4 Avaliação do Cateter e Guia .....	74
<b>5.4 Análises Qualitativas</b> .....	<b>76</b>
5.4.1 Resolução Espacial .....	76
<b>5.5 Dosimetria</b> .....	<b>77</b>
5.5.1 Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Tubo Intensificador de Imagem ou Detector Plano (TKEII e TKEDP) .....	77
5.5.2 Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) .....	77
5.5.3 Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de Distância na Direção do Médico Hemodinamicista (TK70) .....	77
<b>5.6 Figura de Mérito</b> .....	<b>77</b>
<b>5.7 Dosimetria Pessoal</b> .....	<b>78</b>

<b>6 RESULTADOS</b> .....	80
<b>6.1 Equipamento de Hemodinâmica do HUSM</b> .....	80
6.1.1 Fluoroscopia .....	80
6.1.1.1 Resultados das Imagens .....	80
6.1.1.2 Resultados das Dosimetrias .....	82
<b>6.1.2 Grafia</b> .....	84
6.1.2.1 Resultados das Imagens .....	84
6.1.2.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR) .....	84
6.1.2.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por <i>Threshold</i> .....	85
6.1.2.1.3 Avaliação do Cateter e Guia .....	85
6.1.2.1.4 Avaliação da Resolução Espacial .....	86
6.1.2.1.5 Avaliação da Escala de Contraste .....	86
6.1.2.2 Resultados das Dosimetrias .....	89
6.1.2.3 Figura de Mérito .....	90
6.1.2.4 Aquecimento do Tubo de Raios X .....	91
6.1.3 Monitoração Individual .....	92
<b>6.2 Equipamento de Hemodinâmica do HEMOCOR</b> .....	92
6.2.1 Fluoroscopia .....	92
6.2.1.1 Resultados das Imagens .....	92
6.2.1.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR) .....	93
6.2.1.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por <i>Threshold</i> .....	93
6.2.1.1.3 Avaliação do Cateter e Guia .....	94
6.2.1.1.4 Avaliação da Resolução Espacial .....	95
6.2.1.1.5 Avaliação da Escala de Contraste .....	95
6.2.1.2 Resultados das Dosimetrias .....	98
6.2.1.3 Figura de Mérito .....	99
6.2.2 Grafia .....	100
6.2.2.1 Resultados das Imagens .....	100
6.2.2.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR) .....	100
6.2.2.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por <i>Threshold</i> .....	100
6.2.2.1.3 Avaliação do Cateter e Guia .....	101
6.2.2.1.4 Avaliação da Resolução Espacial .....	102
6.2.2.1.5 Avaliação da Escala de Contraste .....	102
6.2.2.2 Resultados das Dosimetrias .....	104
6.2.2.3 Figura de Mérito .....	106
6.2.2.4 Aquecimento do Tubo de Raios X .....	106
<b>6.3 Equipamento de Hemodinâmica do ICOR</b> .....	107
6.3.1 Grafia .....	107
6.3.1.1 Resultados das Imagens .....	107
6.3.1.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR) .....	107
6.3.1.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por <i>Threshold</i> .....	108
6.3.1.1.3 Avaliação do Cateter e Guia .....	109
6.3.1.1.4 Avaliação da Resolução Espacial .....	110
6.3.1.1.5 Avaliação da Escala de Contraste .....	110
6.3.1.2 Resultados das Dosimetrias .....	112
6.3.1.3 Figura de Mérito .....	114
6.3.1.4 Aquecimento do Tubo de Raios X .....	114
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	116
<b>7.1 Equipamento de Hemodinâmica do HUSM</b> .....	116
7.1.1 Fluoroscopia .....	116

7.1.2 Grafia .....	117
7.1.3 Conclusões .....	119
<b>7.2 Equipamento de Hemodinâmica do HEMOCOR .....</b>	<b>119</b>
7.2.1 Fluoroscopia .....	119
7.2.2 Grafia .....	120
7.2.3 Conclusões .....	122
<b>7.3 Equipamento de Hemodinâmica do ICOR .....</b>	<b>122</b>
7.3.1 Fluoroscopia .....	122
7.3.2 Grafia .....	122
7.3.3 Conclusões .....	123
<b>7.4 Dosimetria Pessoal .....</b>	<b>124</b>
<b>7.5 Comparações entre os Equipamentos Estudados .....</b>	<b>125</b>
<b>8 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>129</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>130</b>
<b>ANEXOS .....</b>	

# 1 INTRODUÇÃO

Na Portaria Federal 453 de julho de 1998 do Ministério da Saúde, pode-se ler:

## OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

.....

2.9 As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem.

.....

2.10 As exposições ocupacionais e as exposições do público decorrentes das práticas de radiodiagnóstico devem ser otimizadas a um valor tão baixo quanto exequível, ....

A exigência normativa acima descrita, visando a maior segurança para os pacientes e equipes médicas, bem como estudos realizados na área de proteção radiológica em hemodinâmica,<sup>21,22,23,24,25,26,27,28,29,30,31</sup> motivaram o presente trabalho que pretende reduzir as exposições aos raios X durante os procedimentos intervencionistas.

Em proteção radiológica usa-se o princípio ALARA (“As Low As Reasonably Achievably”), ou seja, as doses de radiações ionizantes devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis.<sup>1</sup> Isto implica que se deve reduzir ao máximo possível as doses aplicadas, mantendo as condições adequadas de diagnóstico e terapia.

O valor no território nacional de referência de taxa de dose de entrada na pele, 50mGy/min, quando o sistema de alta dose não estiver acionado.<sup>2</sup> Este valor de dose é bastante elevado e dificilmente atingido por equipamentos que possuem controles de qualidade e manutenções periódicas. Entretanto, a preocupação é com as doses que poderiam ser evitadas em procedimentos intervencionistas. Estas doses adicionais (aqui se entende como doses acima das necessárias ao diagnóstico ou terapia), geradas nos procedimentos, agregam riscos tanto aos pacientes quanto à equipe médica.

O parâmetro utilizado como variável neste estudo, com o objetivo de reduzir a exposição à radiação, é a filtração adicional que resulta no endurecimento do feixe de raios X, ou seja, a retirada de fótons de menor energia que não contribuem para a qualidade da imagem e, ao contrário, proporcionam um aumento da exposição às

radiações.

O objetivo deste estudo é a determinação da filtração adicional utilizando-se lâminas de Alumínio, de Cobre, ou uma combinação de lâminas de Alumínio e de Cobre, com o objetivo de reduzir as doses, tanto nos pacientes quanto na equipe médica envolvida, proporcionando imagens adequadas ao propósito clínico.

Assim, serão avaliadas as diversas possibilidades de combinações filtros adicionais (lâminas de Alumínio e de Cobre), para três equipamentos de gerações diferentes. Um equipamento utiliza Tubo Intensificador de Imagem (TII) com câmara de vídeo; o segundo utiliza Tubo Intensificador de Imagem (TII) com um Dispositivo de Acúmulo de Carga (CCD) e, o terceiro, um Detector Plano (DP) de Selênio amorfo (a-Se).

Serão quantificadas as Taxas de Kerma no Ar para cada um dos três equipamentos e para cada combinação de filtros, geradas e avaliadas as imagens resultantes e, por fim, propostos os novos filtros. Para avaliar-se a redução real da exposição à radiação utilizou-se dosímetros para monitoração pessoal do médico hemodinamicista em procedimentos clínicos rotineiros.

Espera-se com este trabalho, além de uma melhoria contínua dos processos de controle de qualidade, como a redução da exposição ocupacional (médicos, técnicos, enfermeiros, etc) e médica (pacientes), o cumprimento da legislação vigente.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Reduzir a dose de radiação em pacientes e equipes médicas, utilizando-se filtros adicionais de Alumínio, de Cobre ou uma combinação desses, nas saídas dos tubos de raios X de três gerações de equipamentos de Hemodinâmica.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Pode-se citar como objetivos específicos:

- avaliar as condições dos equipamentos estudados;
- medir parâmetros de qualidade das imagens para os procedimentos rotineiros utilizando métodos de processamento de imagens;
- medir as Taxas de Kerma no Ar, na Entrada da Pele do Paciente (TKEP), na Entrada no Tubo Intensificador de Imagem (TKEII) ou Detector Plano (TKEDP) e na equipe médica (TK70), utilizando-se câmaras de ionização específicas;
- utilizar filtros de Cobre e Alumínio isoladamente ou de forma combinada;
- medir os novos parâmetros de qualidade de imagem e de Taxas de Kerma no Ar após a adição dos filtros;
- avaliar a melhor combinação de filtros para cada equipamento analisado;
- dosimetrar os médicos do serviço nos procedimentos de cateterismo cardíaco, sem o uso de filtros adicionais;
- propor o uso destes filtros nos procedimentos rotineiros do serviço.



## **3 REVISÃO TEÓRICA**

### **3.1 História da Fluoroscopia**

Os raios X foram descobertos em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, em um experimento utilizando um tubo de Crookes. Ele observou que quando o tubo era ligado emitia alguma forma de energia que promovia a fluorescência em determinados materiais próximos a ele. Roentgen realizou a primeira radiografia da história da mão de sua esposa.<sup>3</sup>

Thomas Edson introduziu o primeiro dispositivo de imagem dinâmica em radiologia (fluoroscopia). Este dispositivo permitiu a visualização de partes do corpo em tempo real, sendo composto por um tubo de raios X embaixo da mesa do paciente e uma tela intensificadora acima do paciente, sobre a mesa. Este sistema possuía dois grandes inconvenientes: primeiro, necessitava de uma sala praticamente escura e, segundo, utilizava altas doses de radiação. Portanto, esta técnica era muito precária e oferecia baixa qualidade de imagem.<sup>3</sup>

No final de 1940, foi desenvolvido o Tubo Intensificador de Imagem (TII), um tubo em vácuo, que tinha como objetivo melhorar a técnica de fluoroscopia.<sup>3</sup> Era possível, agora, acoplar uma câmera de vídeo na saída do TII, não sendo mais necessária a visualização direta na tela intensificadora.

O desenvolvimento clínico ocorreu com o uso de meios de contrastes radio-opacos. Em 1896, Hascheck e Lindenthal realizaram o primeiro angiograma em uma mão amputada, utilizando giz como agente de contraste. Em 1927, Moniz desenvolveu o primeiro angiograma cerebral em seres vivos utilizando iodo. Em 1934, Ziedses Dês Plantes apresentou uma tese com duas técnicas diferentes: tomografia por filmes e angiografia por subtração de filmes. Em 1973, a construção de um processador de imagens fluoroscópicas em tempo real foi iniciado na universidade de Wisconsin.<sup>4</sup> Desde então os sistemas de fluoroscopia tem se desenvolvido com o uso de novas tecnologias, como, por exemplo, câmeras CCD, detectores planos, etc.

### **3.2 Radiações Ionizantes: Raios X**

Os raios X são ondas eletromagnéticas com energia suficiente para ionizar

(retirar elétrons) a matéria. Este tipo de radiação ionizante, de massa nula, não possui carga elétrica e se propaga à velocidade da luz ( $3 \cdot 10^8$  m/s). Devido a estas características possui alto poder de penetração nas estruturas. Os raios X são produzidos de duas formas: por transições eletrônicas nas camadas mais internas dos átomos (radiação característica) e por desaceleração de partículas carregadas no meio (radiação de freamento - bremsstrahlung).

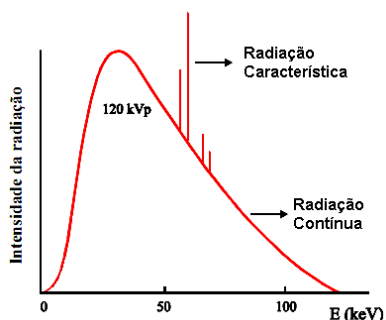


Figura 1 – Espectro de raios X.

Além dos raios X pode-se considerar os raios  $\gamma$ , também radiação eletromagnética, raios  $\beta^-$  (elétrons),  $\beta^+$  (pósitrons) e partículas  $\alpha$  (núcleo do átomo de hélio), todos provenientes do núcleo atômico, além de outras partículas carregadas e nêutrons.<sup>5</sup>

### 3.3 Interação da Radiação Eletromagnética com a Matéria

A radiação proveniente de um tubo de raios X pode ser dividida em:

*Radiação Primária:* Radiação que interage diretamente com o paciente, saindo do tubo por uma janela onde é instalado o colimador, que serve para ajustar a área de exposição.

*Radiação Espalhada:* Radiação que ao interagir com o paciente perde energia ou muda de direção.

*Radiação Transmitida:* Radiação que atravessa o paciente sem interagir.

*Radiação de Fuga:* Radiação que atravessa a blindagem do tubo de raios X.<sup>6</sup>

A figura abaixo representa um esquema de exposição do paciente.

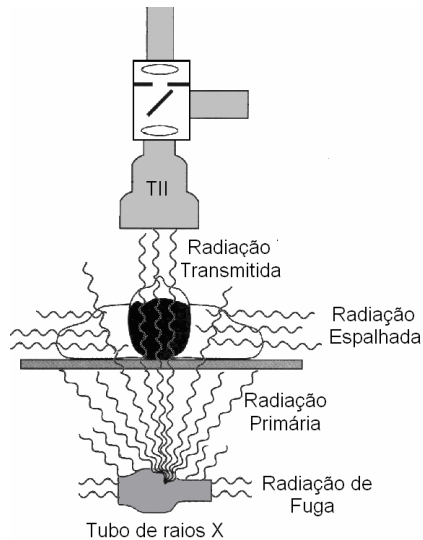


Figura 2 – Esquema de exposição do paciente em hemodinâmica.

Pela interação da radiação com a matéria é possível classificá-la e quantificá-la. A radiação eletromagnética pode interagir com a matéria de três formas:

**Efeito Fotoelétrico:** Ocorre quando a radiação eletromagnética é totalmente absorvida por um elétron orbital do átomo que é retirado do mesmo, com energia cinética igual à diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron ao átomo.

$$E_c = h\nu - B_e$$

$E_c$ , energia cinética do elétron,  $h\nu$  energia do fóton e  $B_e$  energia de ligação do elétron ao átomo.

Este efeito tem maior probabilidade de ocorrer com fótons de baixa energia, altos números atômicos ( $Z$ ) e elevadas densidades.

**Efeito Compton:** Ocorre quando um fóton incidente ao interagir com o elétron da camada eletrônica, não perde toda a sua energia, restando um fóton de menor energia.

$$\lambda - \lambda_0 = 0,024 \times (1 - \cos\phi) (\text{Å})$$

$\lambda$  comprimento de onda do fóton espalhado,  $\lambda_0$  comprimento de onda do fóton incidente,  $\phi$  ângulo entre os fótons incidente e espalhado.

A probabilidade de ocorrência desse efeito aumenta com a energia do fóton incidente.

**Efeito de Formação de Pares:** Ocorre para fótons com energia acima de 1,02 MeV,

onde poderá ocorrer a transformação do fóton em um par elétron-pósitron. Este efeito não ocorre para as energias utilizadas em radiodiagnóstico.

Nos materiais, estes efeitos podem produzir modificações físicas detectáveis como: geração de cargas elétricas, luz, calor, alterações nas estruturas cristalinas, etc. Estas modificações podem ser quantificadas gerando informações sobre a radiação incidente.<sup>5</sup>

### 3.4 Grandezas Radiológicas

#### 3.4.1 Exposição, $X$

É a quantidade de carga elétrica produzida por unidade de massa em um determinado volume do meio.

$$X = \frac{dQ}{dm}(R)$$

O Roentgen ( $R$ ), é a quantidade de radiação gama ou X necessária para produzir uma unidade de carga elétrica resultante da interação em 1 centímetro cúbico (cc) de ar seco nas Condições Normais de Temperatura e Pressão (CNTP).

A unidade atual recomendada pelo Sistema Internacional (SI) é o  $C/kg$ , Coulomb por quilograma. Esta unidade de exposição é equivalente a  $1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$ .<sup>1</sup>

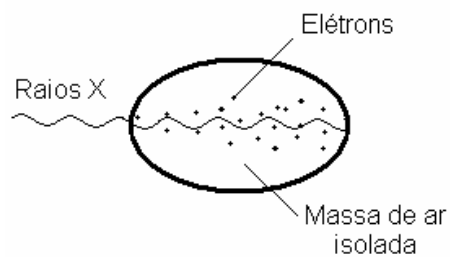


Figura 3 – Ionização em uma câmara a gás.

#### 3.4.2 Dose Absorvida, $D$

É a energia média depositada por unidade de massa.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}(rad)$$

O rad (erg/g) foi criado para quantificar a interação de outras radiações, além da radiação eletromagnética, e em outros meios, além do ar.

A unidade atual recomendada pelo Sistema Internacional (SI) é o Gray (Gy), J/kg, Joule por quilograma.<sup>1</sup>

$$1rad = 100ergs / g$$

$$1rad = 100 \cdot 10^{-7} J / 10^{-3} kg$$

$$1rad = 10^{-2} J / kg = 10^{-2} Gy$$

$$1Gy = 100rad$$

### 3.4.3 Ionização Específica, *IE*

É o número médio de pares de íons produzidos por unidade de comprimento.<sup>1</sup>

### 3.4.4 Transferência Linear de Energia, *LET*

É a energia média necessária na produção de pares de íons decorrentes da interação da radiação ionizante como meio, por unidade de comprimento.

$$LET = (IE) \times (\text{Energia depositada por par de íon produzido})$$

Denomina-se radiação de alto *LET*, as radiações ionizantes como partículas  $\alpha$ , fragmentos de fissão, íons pesados e nêutrons e, de baixo *LET*, as radiações eletromagnéticas e partículas beta.<sup>1</sup>

Exemplo: Radiação que produz 60.000 pares de íons por cm de ar.

$$LET = 60.000 \frac{\text{pares de íons}}{cm} \times 34 \frac{eV}{\text{pares de íons}} = 2,04 MeV / cm \text{ de ar.}$$

### 3.4.5 Alcance

É a distância percorrida pela radiação. Está relacionado com a energia *E* da radiação e o seu *LET*.<sup>1</sup>

$$\text{Alcance} = \frac{E}{LET}$$

Exemplo:

Radiação de 1 MeV com *LET* de  $2,04 \frac{MeV}{cm}$  de ar.

$$Alcance = \frac{1MeV}{2,04MeV/cm} = 0,49cm \text{ de ar.}$$

### 3.4.6 Eficiência Biológica Relativa, *RBE*

É o parâmetro que determina o dano biológico de um determinado tipo de radiação em comparação com o dano biológico causado por raios X ou gama. É dada pela razão entre a dose absorvida de raios X ou gama pela dose absorvida desta outra radiação. A RBE relaciona as doses de radiação necessárias para produzir o mesmo efeito biológico no meio.<sup>1</sup>

$$RBE = \frac{dose(rad)(RX \text{ ou } gama)}{dose(rad)(outra \text{ radiação})}$$

Exemplo:

Se o dano causado por 1 rad de raios X é equivalente ao causado por 0,05 rad de partícula  $\alpha$ , a RBE da partícula  $\alpha$  será:

$$RBE = \frac{1rad(RX)}{0,05(rad)(\alpha)} = 20$$

### 3.4.7 Fator de Qualidade, *Q*

Foi usado inicialmente, em proteção radiológica, para expressar a dependência entre *LET* (tipo de radiação) e a Resposta Biológica Efetiva (*RBE*). É um parâmetro adimensional.

Expressa a capacidade de certo tipo de radiação causar um determinado dano.

Se, para dois tipos diferentes de radiação o efeito biológico for o mesmo, *Q* será o mesmo.<sup>1</sup>

Tabela 1 – Fator de qualidade da radiação.

Tipo de Radiação	Q
Raios X, radiação gama e elétrons	1
Prótons e partículas com uma unidade de carga e massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica.	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação alfa e partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

### 3.4.8 Equivalente de Dose no Tecido ou Órgão, $H_T$

É a dose recebida em um tecido ou órgão por certo tipo de radiação.

$$H_T (Sv) = D(Gy) \times Q$$

Anteriormente a unidade rem era a unidade de medida de dose no tecido biológico humano resultante da exposição a um ou mais tipos de radiações.

Para radiação cujo  $Q$  é igual a 1,  $1rem = 1rad$ .

A unidade atual recomendada pelo Sistema Internacional (SI) é o Sv, Sievert.

Para radiação com  $Q=1$ .

$$1Sv = 1Gy = 100rad$$

$$1Sv = 100rem$$

Para raios X, raios gama e beta, onde  $Q = 1$ , temos:<sup>1</sup>

$$H_T (Sv) = D(Gy)$$

### 3.4.9 Equivalente de Dose Efetiva, $H_E$

É a soma dos equivalentes de dose em cada tecido ou órgão, ponderadas pelo fator de radiosensibilidade de cada tecido:

$$H_E (Sv) = \sum_T H_T \times W_T$$

Se a radiação medida for os raios X, raios gama e beta com energia maior que 30 keV, o valor em *rem* será igual ao *rad*, pois o *RBE* para os três tipos de radiações equivale a 1.<sup>1</sup>

### 3.4.10 Kerma, $K$

O KERMA (Kinetic Energy Released per Unit of Mass) é a razão entre a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons incidentes, por unidade de massa do meio.<sup>1</sup>

$$K = \frac{dE_c}{dm} (J.kg^{-1} = Gy)$$

### 3.5 Efeitos Biológicos

O uso das radiações ionizantes deve ser controlado de modo a maximizar o benefício e minimizar os seus danos. Por possuírem altas energias, são capazes de produzir danos nas estruturas biológicas, como: membrana plasmática, organelas no citoplasma, DNA, etc.

Quando a radiação age diretamente no DNA é denominada ação direta e quando provoca hidrólise da água e, posteriormente, seus subprodutos (radicais livres) agem no DNA, é denominada ação indireta.

As radiações ionizantes podem gerar diversos efeitos no organismo, dependendo do tipo de tecido irradiado, da dose depositada, do tempo de manifestação do efeito, etc.<sup>7</sup>

Pode-se dividir os efeitos em:

*Estocásticos*: São efeitos probabilísticos, onde o modelo de resposta à radiação absorvida é linear, ou seja, toda a dose de radiação pode acarretar dano. Assume-se que o efeito é cumulativo.<sup>7</sup>

*Determinístico*: Existe um limiar de dose de radiação para ocorrer o efeito. Abaixo desse limiar o efeito não aparecerá e, acima, com certeza ocorrerá. O aumento da dose, nesse caso, aumenta a gravidade do dano.<sup>7</sup>

*Somático*: Quando o efeito ocorre no próprio indivíduo irradiado.<sup>7</sup>

*Hereditário*: Quando o efeito ocorre nos descendentes do indivíduo irradiado.<sup>7</sup>

*Imediato*: Quando o efeito ocorre horas ou semanas após a exposição à radiação.<sup>7</sup>

*Tardio*: Quando o efeito ocorre muito tempo após as exposições, medido em anos.<sup>7</sup>

Ainda pode-se citar outros dados referentes a:

#### *Risco de Câncer.*

Em 1995 o “Center for Devices and Radiation Health”, CDRH, do “Food and Drugs Administration”, FDA, publicou o “Handbook of selected tissue doses for fluoroscopic and cineangiographic examinations of the coronary arteries”, onde a partir da dose de entrada na pele do paciente determinava-se a dose nos órgãos, utilizando-se o método matemático de Monte Carlo. Com estas informações foi possível calcular o risco de câncer pela exposição destes órgãos. Tais riscos são descritos pelo “National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), report nº 116.”, ou seja, os fatores de risco de câncer fatal são dados pela Tabela 2.



Tabela 2 – Fatores de risco para câncer fatal.

<b>Órgão</b>	<b>Fator de risco (<math>/Sv</math>)</b>
Medula óssea	0,005
Tecido mamário	0,002
Tecido pulmonar	0,0085
Glândula Tireóide	0,0008
Pele	0,0002

Risco de câncer fatal e não fatal em trabalhadores: 0,048 por  $Sv$  de dose efetiva.<sup>8</sup>

*Pele e Mucosa:*

Doses de 2 a 3 Gy acarretam eritema.

Fases do eritema:

- a) Fase 1: Em menos de uma semana aparece um vermelhidão devido a liberação de histamina e enzimas proteolíticas que aumentam a permeabilidade dos capilares. O efeito ocorre, normalmente, em um ou dois dias e após desaparece.
- b) Fase 2: Em uma semana após a exposição o vermelhidão é seguido por um aumento da pigmentação devido a ativação dos melanócitos, para doses em torno de 6 Gy. Seguem-se reações inflamatórias na epiderme.
- c) Fase 3: Ocorre eritema escuro (necrose) entre 6 e 10 semanas ou mais, com aproximadamente 15 Gy. A partir de 18 Gy ocorre necrose profunda na derme. A terapia é o enxerto de pele para repopulação da pele.<sup>8</sup>

*Coração e Pulmões:*

O miocárdio pode ser capaz de suportar doses fracionadas em radioterapia maiores que 100 Gy sem mudanças clínicas. Pericardites foram reportadas em 7% dos pacientes tratados para doenças de Hodgkin, ao receberem doses menores que 6 Gy.

Nos pulmões uma simples dose de 6 a 7 Gy sugere um limiar clínico para pneumonite. Uma dose de 10 Gy causa pneumonite em 84% dos pacientes.<sup>8</sup>

*Tecido Mamário:*

Doses acima de 3 Gy em crianças pode causar hipoplasia e mais tarde

deformidades. O risco de mortalidade por câncer de mama em mulheres é de 0,002/Sv.<sup>8</sup> Tabela 2, página 32.

#### *Tireóide:*

A resposta às doses externas do tecido tireoidiano é completamente variável. Hipertireoidismo pode ocorrer em doses menores que 10 Gy.

O risco por mortalidade por câncer de tireóide é de 0,0008 /Sv.<sup>8</sup>

#### *Olhos:*

Cataratas são as mais freqüentes reações da irradiação dos olhos. Dose única de 2 Gy ou doses fracionadas de 4 Gy podem resultar em opacificação do cristalino com período latente pode ser de 6 meses a 35 anos, sendo o período típico de 3 a 7 anos.<sup>8</sup>

#### *Tecido Hematopoiético e Gônadas:*

Estudos em animais indicam que doses de 50 cGy podem afetar o sistema hematopoiético mas, existe a dependência da quantidade de tecido irradiado. Nas mulheres, dose de 3 Gy, pode acarretar alterações na menstruação. Esterilidade temporária pode ocorrer em doses nas gônadas de 1 a 5 Gy.<sup>8</sup>

### **3.6 Proteção Radiológica**

Os fatores básicos de proteção radiológica são: a distância, o tempo e o uso de blindagens.

Quanto mais distante se estiver de uma fonte de radiação, menor será a exposição à mesma, pois a distribuição da radiação se dá em todas as direções no espaço, em uma geometria esférica. Isto implica em uma relação inversamente proporcional ao quadrado da distância. Quanto menor o tempo de exposição a uma determinada taxa de dose de radiação, menor será a dose total recebida. Por fim, caso não se consiga reduzir as doses de radiação a limites aceitáveis, com o aumento da distância e a redução do tempo de exposição, deve-se inserir uma blindagem entre a fonte e os indivíduos expostos.<sup>1</sup> Com o objetivo de atenuar a radiação até os níveis aceitáveis, dentre os materiais atenuadores mais utilizados em salas de radiodiagnóstico estão o chumbo e a argamassa baritada.

No caso dos Serviços de Hemodinâmica deve-se observar alguns aspectos técnicos relacionados à proteção radiológica, tais como: distância entre a fonte de raios X e Tubo Intensificador de Imagem (TII), projeção em que os raios X atravessam os pacientes, espaço entre o paciente e o TII, tamanho do campo de visão do TII, tamanho do paciente e composição de tecidos, tipo de equipamento utilizado, colimação e localização da equipe médica dentro da sala de procedimentos.<sup>8</sup>

As Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico - Portaria Federal 453, de 1 de junho de 1998, do Ministério da Saúde, estabelecem:

## CAPÍTULO 2 - SISTEMA DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PRINCÍPIOS BÁSICOS

2.1 Os princípios básicos que regem este Regulamento são:

- a) Justificação da prática e das exposições médicas individuais.
- b) Otimização da proteção radiológica.
- c) Limitação de doses individuais.
- d) Prevenção de acidentes.

### JUSTIFICAÇÃO

2.2 A justificação é o princípio básico de proteção radiológica que estabelece que nenhuma prática ou fonte adscrita a uma prática deve ser autorizada a menos que produza suficiente benefício para o indivíduo exposto ou para a sociedade, de modo a compensar o detrimento que possa ser causado.

.....

### OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

.....

**2.9 As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário para obtenção do objetivo radiológico (diagnóstico e terapêutico), compatível com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem. Para tanto, no processo de otimização de exposições médicas deve-se considerar:**

- a) A seleção adequada do equipamento e acessórios.
- b) Os procedimentos de trabalho.
- c) A garantia da qualidade.
- d) Os níveis de referência de radiodiagnóstico para pacientes.
- e) As restrições de dose para indivíduo que colabore, conscientemente e de livre vontade, fora do contexto de sua atividade profissional, no apoio e conforto de um paciente, durante a realização do procedimento radiológico.

.....

**2.10 As exposições ocupacionais e as exposições do público decorrentes das práticas de radiodiagnóstico devem ser otimizadas a um valor tão baixo quanto exequível, observando-se:**

- a) As restrições de dose estabelecidas neste Regulamento.
- b) O coeficiente monetário por unidade de dose coletiva estabelecido pela Resolução-CNEN n.º 12, de 19/07/88, quando se tratar de processos quantitativos de otimização.

.....

### LIMITAÇÃO DE DOSES INDIVIDUAIS

2.11 Os limites de doses individuais são valores de dose efetiva ou de dose equivalente, estabelecidos para exposição ocupacional e exposição do público decorrentes de práticas controladas, cujas magnitudes não devem ser excedidas.

**2.12 Os limites de dose:**

a) Incidem sobre o indivíduo, considerando a totalidade das exposições decorrentes de todas as práticas a que ele possa estar exposto.

b) Não se aplicam às exposições médicas.

.....

**2.13 Exposições ocupacionais**

a) As exposições ocupacionais normais de cada indivíduo, decorrentes de todas as práticas, devem ser controladas de modo que os valores dos limites estabelecidos na Resolução-CNEN n.º 12/88 não sejam excedidos. Nas práticas abrangidas por este Regulamento, o controle deve ser realizado da seguinte forma:

(i) a dose efetiva média anual não deve exceder 20 mSv em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano.

(ii) a dose equivalente anual não deve exceder 500 mSv para extremidades e 150 mSv para o cristalino.

.....

**PREVENÇÃO DE ACIDENTES**

2.15 No projeto e operação de equipamentos e de instalações deve-se minimizar a probabilidade de ocorrência de acidentes (exposições potenciais).

2.16 Deve-se desenvolver os meios e implementar as ações necessárias para minimizar a contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de exposições acidentais.

A proteção radiológica tem como objetivo reduzir os efeitos estocásticos e efeitos não estocásticos (determinísticos), tornando o benefício líquido maior que o dano no uso das radiações ionizantes. O item 2.9, acima citado, refere-se à redução da radiação ionizante em procedimentos de diagnóstico e terapia em exposições médicas (exposições de pacientes), não prejudicando o objetivo clínico do procedimento. O parâmetro de qualidade visual, para o médico hemodinamicista, varia de profissional para profissional, de acordo com a sua tolerância ao ruído.<sup>44</sup> O item 2.10, trata da redução da radiação ionizante em exposições ocupacionais (trabalhadores que utilizam radiações ionizantes) e exposições do público (não são classificadas como exposição ocupacional e médica). E, por fim, o item 2.12 a), estabelece que todas as exposições às radiações ionizantes dos trabalhadores expostos devem ser controladas de forma a não superarem os limites de dose estabelecidos pelas normas.

**3.7 Uso Clínico e Procedimentos Técnicos em Hemodinâmica**

O cateterismo cardíaco é um procedimento invasivo que utiliza um equipamento que produz raios X (Equipamento de Hemodinâmica) para visualizar a

estrutura de estudo. Neste procedimento um cateter é inserido em uma artéria e alcança o coração. Depois de posicionado corretamente, injeta-se o agente de contraste e, simultaneamente, realiza-se a aquisição das imagens.

O objetivo deste procedimento é o diagnóstico ou tratamento de doenças cardiovasculares.

A Tabela 3 apresenta as projeções básicas do procedimento de cateterismo cardíaco.

Tabela 3 – Projeções básicas em cateterismo cardíaco.

Exame	Projeções em Hemodinâmica					
Cateterismo Cardíaco	Antero Posterior	Lateral	Oblíqua anterior direita	Oblíqua Anterior esquerda	Cranial	Caudal

### 3.8 Componentes dos Equipamentos de Hemodinâmica

#### 3.8.1 Tubos de Raios X

Os tubos de raios X são dispositivos desenvolvidos para transformar energia elétrica em radiação eletromagnética de alta energia. São compostos por uma ampola, geralmente de vidro, onde é feito vácuo, onde estão dois pólos eletricamente opostos, o cátodo (negativo) e o ânodo (positivo). O cátodo é composto pelo copo de focagem e pelos filamentos fino e grosso, que são alimentados por um circuito que gera uma corrente elétrica que os atravessa, produzindo incandescência. O ânodo é composto pelo alvo, e pelo rotor (gira por indução magnética produzida pelo estator, externamente a ampola). O cátodo e o ânodo estão acoplados a um sistema de alta tensão (kV), que é gerada pelo transformador, retificadores e outros componentes eletrônicos.

De modo geral, aplica-se a corrente elétrica no circuito que alimenta o filamento que se torna incandescente, ao mesmo tempo em que se promove a rotação do ânodo (para aumentar a área de colisão dos elétrons e facilitar a dissipação do calor). Ao aplicar-se a alta tensão (kV) entre cátodo e ânodo, será produzida uma corrente elétrica (mA) a partir dos elétrons que estavam no filamento incandescente. Os elétrons colidirão no alvo, arrancando os elétrons das camadas

eletrônicas mais internas dos átomos que o compõem, deixando lacunas que serão preenchidas por elétrons das camadas mais externas. Nessas transições serão emitidos raios X característicos, que são energeticamente idênticos a diferença de energia entre as camadas eletrônicas dos alvos. No caso dos elétrons emitidos pelo filamento interagirem com os núcleos dos átomos que compõem o alvo, estes sofrerão desvios que, dependendo da proximidade do núcleo, acarretará uma determinada desaceleração. Essa desaceleração, ou seja, perda de energia cinética, será transformada em energia eletromagnética, definida como raios X contínuos (*bremstrahlung*).<sup>9,10,11,12,13</sup>

Os tubos de raios X utilizados em hemodinâmica devem possuir alta capacidade térmica (característica do material em absorver energia em relação a sua variação de temperatura), o que é possível a partir de um sistema de refrigeração eficiente, alta rotação do ânodo, etc.

Aproximadamente 99% da energia gerada no tubo de raios X é transformada em calor e somente 1% em raios X. Pode-se calcular a potência total de um tubo de raios X, a partir da equação que segue:

$$P(W) = kVp \times mA,$$

onde  $kVp$  é a quilovoltagem de pico e  $mA$  é a corrente elétrica transportável.

Outra forma de quantificar-se o calor é pela unidade  $HU$  (*Heat Unit*), que é:

$$Calor(HU) = 1,4 \times kVp \times mA \times s \text{ (equipamentos de potencial constante),}$$

onde  $s$  é o tempo total de exposição em segundos.

$$1HU = 0,707W \times s = 0,707J$$

No caso de exposição pulsada o tempo total será dado pelo produto do tempo exposição de cada quadro pelo número de quadros por segundo.

Exemplo: Um tubo de raios X opera durante 30 segundo, com uma técnica de exposição de 80 kV e 5 mA. De acordo com a equação acima descrita a quantidade de calor armazenada é de:

$$Calor(HU) = 1,4 \times 80 \times 5 \times 30 = 16,8kHU .$$

Se este tubo possuir uma taxa de resfriamento de  $7kHU/min$ , em 2,4 min após o término da exposição, o tubo estará resfriado.

Os tubos de raios X possuem as suas características térmicas descritas em

gráficos que demonstram seu comportamento durante o aquecimento e refrigeração.

Segue, abaixo, um exemplo de uma carta de resfriamento e aquecimento de um ânodo.

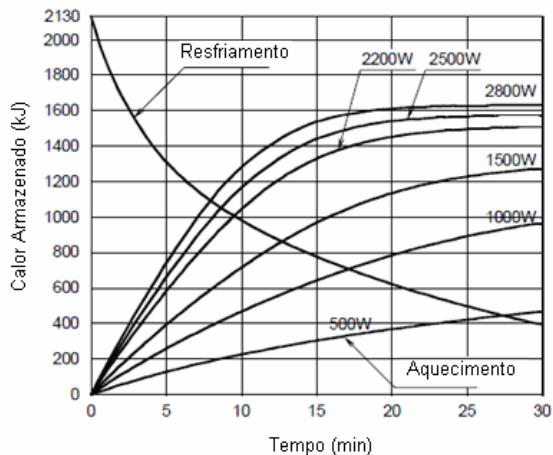


Figura 4 – Carta das características térmicas de um ânodo.

### 3.8.2 Controle Automático de Exposição (CAE)

O Controle Automático de Exposição (CAE) é um sistema que monitora o nível de brilho na saída do Tubo Intensificador de Imagens (TII). É também denominado de Controle Automático do Brilho (CAB). Para os sistemas de vídeo fluoroscopia e fluoroscopia digital, o CAE controla a saída do gerador, isto é, ajusta o kV, mA ou ambos, para manter o nível de brilho na saída do TII. Ao exporem-se estruturas diferentes do corpo, o CAE ajusta a quantidade e energia de raios X para manter o nível adequado de brilho no TII.<sup>9,10,11,12,13</sup>

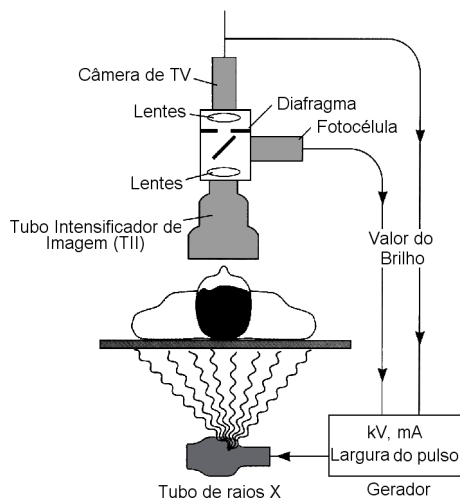


Figura 5 – Componentes de um equipamento de fluoroscopia.

### 3.8.3 Sistemas de Detecção da Radiação

#### 3.8.3.1 Detectores Gasosos

No estado gasoso, a matéria tende a manter o maior afastamento médio entre os átomos e as moléculas. Para uma mesma massa de matéria, quanto maior o volume menor a densidade.

As radiações ionizantes possuem energia suficiente para ionizar o gás, isto é, gerar íons que poderão ser coletados por eletrodos. Estes íons, quando coletados, geram sinais elétricos que serão analisados por um circuito eletrônico. A quantidade de íons depende da extensão do compartimento do gás e de sua pressão, sendo essa interação da radiação com o gás um processo probabilístico. Os detectores do estado gasoso possuem baixo rendimento, devido a sua baixa densidade, o que reduz bastante a capacidade de detecção. Sua eficiência é de 60% quando comparada com a dos detectores cintiladores.<sup>9,10,11,12,13</sup>

Os detectores a gás são classificados conforme a diferença de potencial a que estão submetidos, o que gera características distintas entre eles.

*Câmara de ionização:* A diferença de potencial é baixa o suficiente para produzir somente elétrons primários que são coletados pelos eletrodos. Este tipo de detector produz um sinal proporcional à intensidade da radiação.<sup>9,10,11,12,13</sup>

*Contador proporcional:* Neste tipo, a tensão é elevada de forma que os elétrons primários produzam elétrons secundários. O sinal produzido será proporcional à energia da radiação incidente no detector.<sup>9,10,11,12,13</sup>

*Geiger-Muller:* Este tipo de contador está submetido a uma diferença de potencial muito elevada. Qualquer fóton que o atinja irá produzir uma avalanche de elétrons, saturando-o, ou seja, o sinal produzido será sempre o mesmo, independentemente do tipo ou da energia da radiação incidente.<sup>9,10,11,12,13</sup>

#### 3.8.3.2 Detectores do Estado Sólido

A estrutura eletrônica de um átomo é representada por camadas, onde os elétrons estão distribuídos conforme seus estados de energia. Os elétrons, ligados a um átomo, somente podem assumir os níveis permitidos de energia e, apenas um elétron, pode assumir um determinado estado de energia dentro do átomo. Quando



os átomos estão agrupados em redes cristalinas, estas apresentam características físicas e químicas bem específicas.

Assim como no átomo existem níveis de energia para os elétrons, os agrupamentos desses em estruturas cristalinas também possuem níveis de energia, agora denominados bandas de energia. As estruturas cristalinas possuem três bandas denominadas, banda de valência, região proibida e banda de condução. A banda de valência é o estado energético fundamental dos elétrons ligados à estrutura atômica, a região proibida não permite elétrons neste estado e a banda de condução os elétrons estão em estados excitados do átomo.

Pode-se definir os materiais, a partir de suas características de condutividade elétrica como: dielétricos (isolantes), semicondutores e condutores. Nos dielétricos, por exemplo, na borracha, a distância da banda proibida é maior que 5 eV. Esta energia não permite que elétrons à temperatura ambiente transitem entre estas bandas, de condução e de valência. Assim, quando aplicada uma diferença de potencial não haverá elétrons na banda de condução para gerar uma corrente elétrica. Nos condutores, por exemplo, no Cobre, esta região proibida é muito pequena e na temperatura ambiente os elétrons transitam entre as bandas de valência e condução, tornando este material de alta condutividade elétrica, característica dos metais. Já nos semicondutores, por exemplo, no silício, a banda proibida é de aproximadamente 1 eV, isto faz com que estes materiais sejam condutores e isolantes, de acordo com as condições a que eles estão expostos.



Figura 6 – Níveis de energia de ligação em estruturas cristalinas.

Devido a alta densidade dos materiais do estado sólido, os detectores construídos com eles são mais eficientes do que os detectores gasosos, principalmente para medidas de radiações de alta energia e baixo poder de ionização como as radiações eletromagnéticas. Nos metais, já existem muitos

portadores de cargas livres (elétrons no estado excitado) sendo muito difícil mensurar o efeito das radiações nestes materiais. Assim, o estado da matéria mais eficiente para o uso em detectores deve ter poucos portadores de cargas, o que ocorre com os semicondutores e dielétricos.<sup>14</sup>

### *Cintiladores Inorgânicos*

Os materiais utilizados para a construção de detectores cintiladores inorgânicos são dielétricos do estado sólido, onde são inseridos elementos ativadores que criam níveis de energia na região proibida permitindo transições dos elétrons da banda de valência aos níveis criados pelo ativador. Ao se desexcitarem, os elétrons emitem fótons com a energia correspondente a transição do nível excitado ao fundamental.<sup>14</sup>

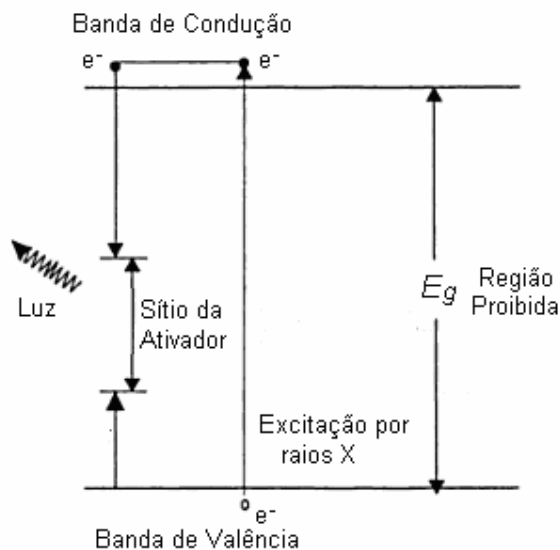


Figura 7 – Ciclo de transição eletrônica em um cintilador.

Nos detectores cintiladores a quantidade de fótons de luz produzida é proporcional à energia da radiação incidente. Para ser eficiente na detecção das radiações um detector de cintilação deve ter alta densidade, alto número atômico e alta transparência à luz.

O cristal de Iodeto de Césio (CsI) ativado com Tálho (CsI:TI), possui o melhor rendimento na conversão de luz do que qualquer outro material. No seu estado puro o Iodeto de Césio é um fraco cintilador, com apenas 5 a 8% de

rendimento quando comparado com o Iodeto de Sódio ativado com Tálcio (NaI:TI) acoplado a um tubo fotomultiplicador.

O Iodeto de Césio é um haleto alcalino, comercialmente disponível com Tálcio e Sódio, como elementos ativadores. O Iodeto de Césio possui um coeficiente de absorção gama maior do que o do Iodeto de Sódio, sendo também menos frágil, mais maleável e menos higroscópico.<sup>14</sup>

### *Diodos Semicondutores*

No caso dos semicondutores a energia da camada proibida é  $E_g \approx 1eV$ .

Quando ocorre uma transição de um elétron da banda de valência para a banda de condução, existe a criação de um par elétron-buraco. Em temperatura ambiente alguns portadores de carga já estão presentes na banda de condução.<sup>15</sup>

Quando o semicondutor é exposto a um campo elétrico, o elétron se desloca na direção oposta ao do buraco, gerando corrente elétrica.

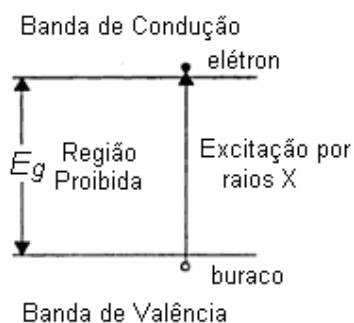


Figura 8 – Transição eletrônica em um semicondutor.

Ao introduzir-se certas quantidades de outros elementos nos semicondutores, diz-se que estes estão ativados ou dopados. Exemplo, Silício ativado com Fósforo (Si:P) e Silício ativado com Boro (Si:B). O efeito dos ativadores é geração de níveis de energia na região proibida. Para o elemento Fósforo existe a criação de elétrons excedentes na região proibida, denominado tipo P. Já para o elemento Boro existe a criação de buracos na região proibida, denominado tipo N. Quando se acopla um semicondutor tipo N e um tipo P, forma-se uma estrutura sensível a radiação, conforme figura abaixo.<sup>15</sup>

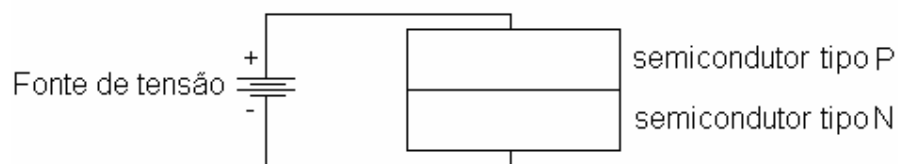


Figura 9 – Acoplamento dos semicondutores tipo P e N.

Quando se aplica uma fonte de tensão no diodo cria-se uma região de depleção, que na junção fica sem portadores de cargas. Quando a radiação interage nesta região e produz um par de elétron-buraco este será atraído pelo seu eletrodo produzindo um fluxo de carga.<sup>15</sup>

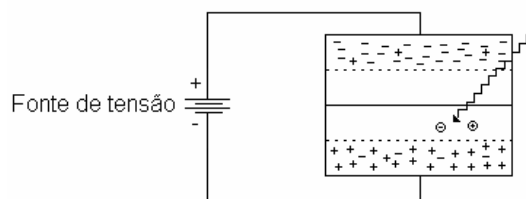


Figura 10 – Interação da radiação com o detector semiconductor.

### Fotocondutores

Alguns dielétricos possuem a região proibida menor, com  $E_g \approx 2eV$ , mas ainda não permite portadores de carga livres em temperatura ambiente. Outra característica importante para um material é a capacidade de gerar e manter as cargas elétricas decorrentes da interação da radiação, até a sua coleta nos eletrodos. Assim, os dielétricos nas condições acima descritas são denominados fotocondutores.<sup>14</sup>

Os portadores de carga gerados pela radiação incidente são coletados e usados para indicar a posição da energia absorvida da radiação incidente. A figura abaixo apresenta um campo elétrico normal à superfície para coletar as partículas geradas. Um grande campo elétrico coleta rapidamente as cargas, reduzindo o tempo para estas cargas se difundirem lateralmente, resultando em um aumento da resolução espacial (aumento da nitidez).<sup>14</sup>

Observa-se que a resolução espacial está ligada diretamente à intensidade do campo elétrico aplicado e não a espessura de material dielétrico. Entretanto, para podermos aumentar a intensidade do campo elétrico sem danificar o fotocondutor (romper o dielétrico) devemos aumentar a espessura deste. Este aumento na

espessura também melhora a sensibilidade do detector.<sup>14</sup>

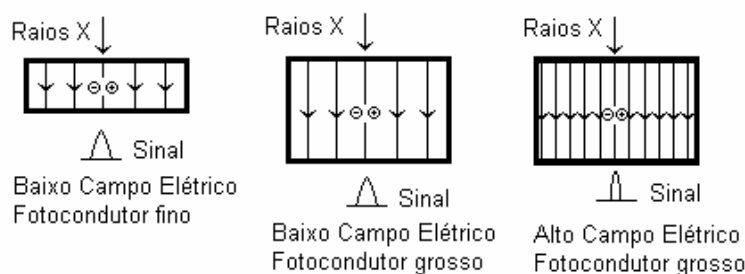


Figura 11 – Relação entre intensidade do campo elétrico, espessura do detector e resolução espacial.

Um dos elementos mais atuais para este tipo de construção é o selênio amorfo (a-Se), que transforma diretamente os raios X em sinal elétrico.<sup>14</sup>

As duas desvantagens do a-Se são a necessidade de altas voltagens entre os eletrodos, podendo, com isto, acarretar danos à matriz ativa e a necessidade de uma maior espessura do detector, devido ao baixo número atômico ( $Z=34$ ), para obter uma boa eficiência quântica em altas energias (100 keV).<sup>14</sup>

### 3.8.3.3 Detectores Planos

O avanço da tecnologia aplicada aos monitores de cristal líquido permitiu a aplicação dessa tecnologia na área de detectores de radiação. A base desta tecnologia são os circuitos integrados em uma ampla área, denominados de arranjo de matriz ativa. Isto permitiu o desenvolvimento de uma nova classe de dispositivos de imagens médicas, resolvendo muitos dos problemas gerados por outros métodos.<sup>14</sup>

O acoplamento de materiais para detecção de radiações, tais como, cintiladores e fotocondutores em estruturas de leitura de ampla área na matriz ativa, forma a base dos dispositivos planos de imagens.<sup>14</sup>

Na essência, a tecnologia de matriz ativa permite um novo e altamente eficiente método de armazenagem e mensuração, em tempo real, do produto da interação da radiação com a matéria quer seja luz visível ou cargas elétricas.<sup>14</sup>

A distinção mais comum feita entre os dispositivos planos de imagens de raios X é em relação ao material usado para a detecção da radiação. Para detectores de conversão direta são utilizados fotocondutores que produzem cargas

elétricas quando interagem com a radiação; já os detectores de conversão indireta são utilizados cintiladores que produzem fótons de comprimento de onda na faixa da luz visível, que por sua vez darão origem as cargas elétricas.<sup>14</sup>

A figura abaixo mostra o material cintilador (cintiladores inorgânicos como o Iodeto de Césio ativado com Tálcio ( $CsI : Tl$ )) colocado diretamente em contato com o arranjo de matriz ativa.<sup>14</sup>

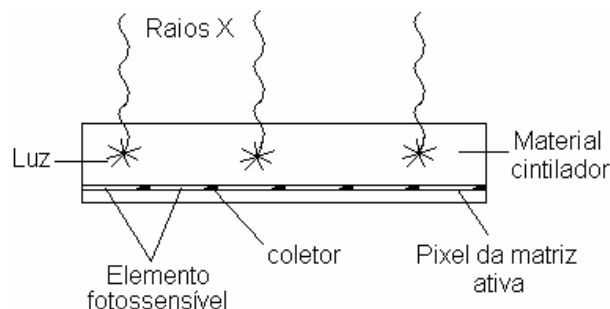


Figura 12 – Radiação X interagindo com o cintilador em contato com a matriz ativa.

A intensidade da luz emitida de um determinado local do cintilador é proporcional à intensidade do feixe de raios X que atinge aquele ponto. Cada pixel na matriz ativa tem um elemento fotossensível que gera uma carga elétrica sendo a sua magnitude proporcional à intensidade de luz emitida da região do cintilador na região delimitada pelo pixel. Esta carga é armazenada no pixel até o arranjo de matriz ativa realizar a leitura. A magnitude do sinal de carga dos diferentes pixels contém a informação da variação do feixe de radiação incidente.<sup>14</sup>

O processo de detecção é dito indireto, pois a informação da imagem dos raios X é transformada em luz visível e finalmente em carga elétrica.

Para o método de detecção direta, ver figura abaixo, a detecção dos raios X é realizada por uma camada de material fotocondutor.<sup>14</sup>

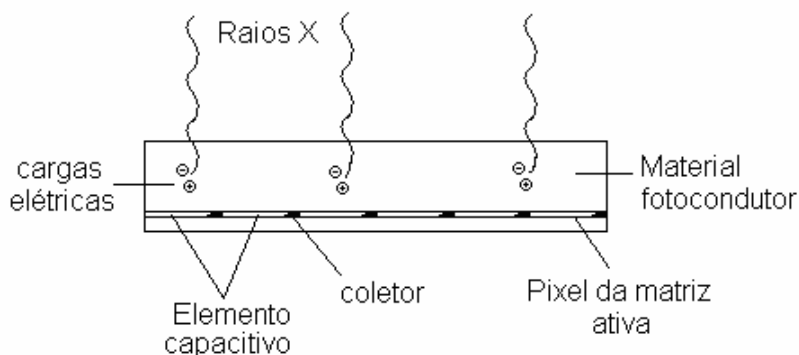


Figura 13 – Radiação X interagindo com o fotocondutor em contato com a matriz ativa.

São utilizadas camadas de 0,5 a 1 mm de espessura de material fotocondutor composto de selênio amorfo (a-Se) em contato direto com o arranjo plano. Neste arranjo, cada pixel possui incorporado um eletrodo condutor para coletar as cargas elétricas, produzidas no fotocondutor, e um capacitor para armazená-las (equivalente ao elemento fotossensível no método indireto).<sup>14</sup>

O método é dito direto, pois os raios X são transformados diretamente em carga elétrica, sem estágio intermediário.<sup>14</sup>

Os termos, diretos e indiretos, são mais atribuídos à natureza inicial do mecanismo de detecção dos raios X do que à matriz plana. Embora o desenho da matriz ativa dependa da resposta medida (luz ou carga elétrica) há um número comum de característica compartilhada por ambos os tipos de arranjos. Os detectores planos atuais, invariavelmente incorporam uma matriz bi-dimensional de pixels. Cada pixel é tipicamente configurado com um elemento de chaveamento e outro combinando elemento sensível e de armazenagem. Adicionalmente há as linhas metálicas usadas para a leitura da informação da imagem de uma matriz de pixels. O sistema de imagem é completado com circuitos periféricos de amplificação, digitalização e sincronizadores de leitura além de um computador que manipula e distribui a imagem final para as apropriadas gravações em disco ou impressão em filmes.<sup>14</sup>

### 3.8.4 Sistema de Conversão e Amplificação do Sinal Elétrico

#### 3.8.4.1 Tubos Intensificadores de Imagem (TII)

O TII é composto por uma tela fluorescente na entrada, um fotocátodo, eletrodos ópticos para focagem dos elétrons, ânodo e uma tela fluorescente na saída do tubo, todos contidos em uma estrutura de vidro onde é feito vácuo (cercado por uma fina camada de vidro ou metal, para resistir a choques mecânicos e a pressão atmosférica).<sup>10</sup>

Uma cintilação é criada quando um fóton de raios X é absorvido na tela intensificadora de entrada, esta luz arranca elétrons, denominados fotoelétrons, do fotocátodo que está adjacente à esta tela. Estes fotoelétrons são acelerados pelo ânodo e chocam-se na tela de saída do TII, criando um ponto de luz. A tela fluorescente de entrada do TII é basicamente composta por uma fina camada de

Iodeto de Césio (CsI) depositado na parte interna do tubo. A absorção fotoelétrica na camada K ocorre em 36 keV para o Césio e 33,2 keV para o Iodo. O CsI é uma boa combinação, em termos de absorção de raios X para procedimentos na faixa de 80 a 120 kV, com eficiência efetiva energética de 30 a 40 keV.<sup>10</sup>

Devido ao coeficiente de atenuação mássico, densidade e eficiência intrínseca para conversão dos fótons de raios X em luz, a camada de CsI necessita ter apenas de 0,1 a 0,2 mm de espessura. A escolha da espessura da camada de CsI deve levar em consideração o equilíbrio da eficiência de conversão e a resolução, sabendo-se que o aumento de uma causa a redução da outra.<sup>10</sup>

O fotocátodo composto por uma liga metálica de Césio e Antimônio (CsSb), é adjacente a tela fluorescente de entrada, separada por uma fina folha transparente de material quimicamente inerte. A luz produzida pela interação dos raios X na tela fluorescente de entrada, interage com o fotocátodo emitindo fotoelétrons. A taxa de emissão destes fotoelétrons, de algum ponto do fotocátodo, é proporcional à intensidade de raios X que atingem a tela de entrada, assim o padrão espacial dos fotoelétrons é definido pelos raios X incidentes.<sup>10</sup>

Os fotoelétrons são acelerados de 20 a 35 kV em direção ao anodo, e focados por lentes eletrostáticas. Os elétrons acelerados chocam-se na tela fluorescente de saída, composta por Sulfeto de Zinco-Cádmio ativado com Prata (ZnCdS:Ag), produzindo luz verde azulada. Uma fina placa de Alumínio é depositada na face interior da tela de saída, esta é praticamente transparente aos elétrons de alta velocidade, proporcionando um caminho para os elétrons após interagirem com a tela de saída, além de evitar o retorno da luz produzida nesta tela ao fotocátodo, produzindo elétrons aleatoriamente e, com isto, reduzindo o contraste.<sup>10</sup>

A maioria dos TII possui tela de entrada de 15 a 30 cm de diâmetro e tela de saída de 2,5 a 3,5 cm. Os TII são cobertos por uma blindagem metálica para evitar a interferência de campos magnéticos externos (que geram distorções e reduzem a resolução) prevenindo, também, o espalhamento dos raios X através do mesmo.<sup>10</sup>

O TII tem como função a intensificação do sinal de entrada, através da minificação (fator geométrico) e da aceleração dos elétrons produzidos no tubo.

O brilho na tela de saída é de 5.000 a 10.000 vezes maior do que na tela de entrada, isto se deve a dois processos:<sup>10</sup>

*Primeiro Processo:* Minificação, processo geométrico que é definido pela lei do inverso do quadrado da distância. A tela de entrada possui 23 cm de diâmetro e a de



saída com 2,5 cm de diâmetro, produzindo uma razão entre as áreas de 85:1.<sup>10</sup>

$$\text{Fator de minificação (FM)} = \frac{A_{\text{Maior}}}{A_{\text{Menor}}} = \frac{\pi R^2}{\pi r^2} = \frac{(D/2)^2}{(d/2)^2} = \left(\frac{D}{d}\right)^2, \text{ onde } D \text{ é o}$$

diâmetro da área maior e  $d$  é o diâmetro da área menor.

$$A_{\text{Maior}} = \pi R^2 = 415,47 \text{ cm}^2$$

$$A_{\text{Menor}} = \pi r^2 = 4,91 \text{ cm}^2$$

$$\frac{A_{\text{Maior}}}{A_{\text{Menor}}} = 84,6 \approx 85$$

Supondo que um fóton de luz na tela de entrada gera um fóton na tela de saída, se a área de saída é 85 vezes menor, a luminância (quantidade de luz por unidade de área) ou brilho será 85 vezes maior na tela de saída que na tela de entrada.<sup>10</sup>

*Segundo Processo:* Intensificação do número de fótons (Ganho de Fluxo - GF). Se um fóton de raios X de 50 keV atinge a primeira tela e toda a energia fosse transformada em fótons de luz de aproximadamente 2 eV cada, teríamos:

$$50.000 \text{ eV} / 2 \text{ eV} = 25.0000 \text{ fótons}$$

Entretanto, o rendimento da tela é de 20%, ou seja, apenas 20% da energia depositada será transformada em luz, portanto, teremos:

$$25.000 \text{ fótons} \times 0,2 = 5.000 \text{ fótons}$$

Estes fótons produzem cerca de 150 elétrons que são acelerados e, adquirem 25 keV de energia cinética. Cada elétron produz 2.000 fótons de luz na tela de saída. Resultando em um número de fótons de luz na tela de saída de:

$$150 \text{ elétrons} \times 2.000 \text{ fótons} / \text{elétron} = 300.000 \text{ fótons}$$

Após este processo pode-se definir o ganho de fluxo como:

$$\text{Ganho de Fluxo (GF)} = \frac{\text{luz na tela de saída}}{\text{luz na tela de entrada}} = \frac{(150) \times (2.000)}{5.000} = 60$$

No final, ao considerar-se os dois processos, resultará em um Ganho de Brilho (GB), de:

$$\text{Ganho de Brilho (GB)} = (\text{fator de minificação}) \times (\text{ganho de fluxo}) = 85 \times 60 = 5.100$$

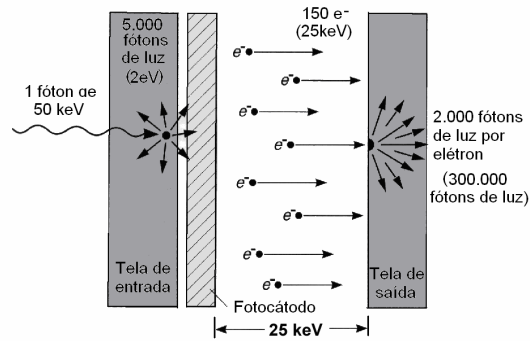


Figura 14 – Processo de amplificação do sinal em um TII.

Uma característica importante que deve ser considerada é a eficiência do TII em transformar raios X em luz. Essa característica pode ser identificada através do fator de conversão, sendo:

$$\text{Fator de Conversão (FC)} = \frac{\text{quantidade de luz na tela de saída (Candela/m}^2\text{)}}{\text{taxa de exposição na tela de entrada (mR/s)}}$$

Outra característica importante é a capacidade dos TII operarem com diversos fatores de minificação. Com minificação menores somente a área central da tela de entrada é exposta. Isto é o diâmetro de entrada ( $D_{\text{entrada}}$ ) diminui.<sup>10</sup>

$$\downarrow FM = \left(\frac{D}{d}\right)^2 \downarrow$$

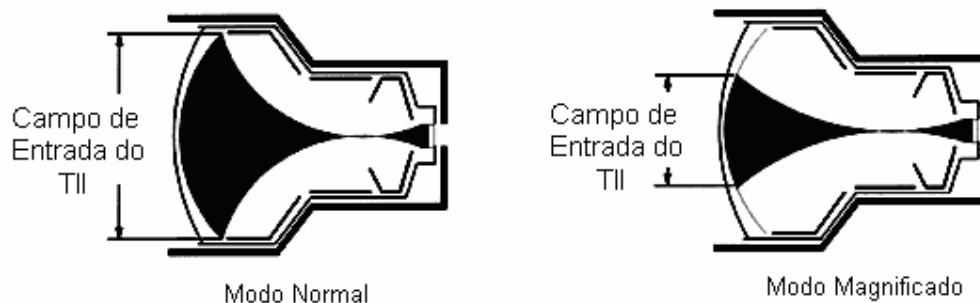


Figura 15 – Processo de minificação.

A tabela abaixo demonstra a variação da área exposta da tela de entrada e o Fator de Minificação.

Tabela 4 – Ganho de brilho para três diferentes magnificações.

<b>Modo</b>	<b>Entrada (cm)</b>	<b>Saída (cm)</b>	<b>FM</b>	<b>GF</b>	<b>GB</b>
Normal	23	2,5	81	50	4050
Magnificação 1	15	2,5	36	50	1800
Magnificação 2	11	2,5	20	50	1000

Quanto menor for o fator de minificação, maior será o contraste, pois menor será a quantidade de radiação espalhada. A imagem aparece ampliada no monitor, com melhor resolução espacial e menor distorção.<sup>10</sup>

Ao reduzir o fator de minificação, maior será a exposição aos raios X para manter-se o mesmo nível de brilho na saída do TII.

Para reduzir a exposição do paciente e o espalhamento, um sistema automático de ajuste do colimador do tubo de raios X não permite que o campo irradiado seja maior que a área de entrada do TII.<sup>10</sup>

Resumindo:

*FM* ↓  
*D* ↓  
*CONTRASTE* ↑  
*RESOLUÇÃO* ↑  
*DOSE* ↑

### 3.8.5 Sistemas de Vídeo

#### 3.8.5.1 Câmeras de Vídeo

Os tubos de câmeras de vídeo a vácuo foram utilizados em sistemas de televisão nos equipamentos de fluoroscopia.

Um sistema de lentes projeta uma imagem óptica por uma janela de vidro sobre uma placa de condução de sinal e um alvo de fotocondução composta de Óxido de Chumbo (PbO), que juntas transformam a imagem em um padrão espacial de cargas elétricas na superfície interior do alvo fotocondutor. Um feixe de elétrons varre esta distribuição de cargas, transformando-as em sinal de vídeo. Ver Figura 16, página 51.

O alvo de Óxido de Chumbo é um fotocondutor altamente resistivo no escuro, aumentando sua condutividade quando exposto a luz.<sup>10</sup> Ver Figura 17, página 51.

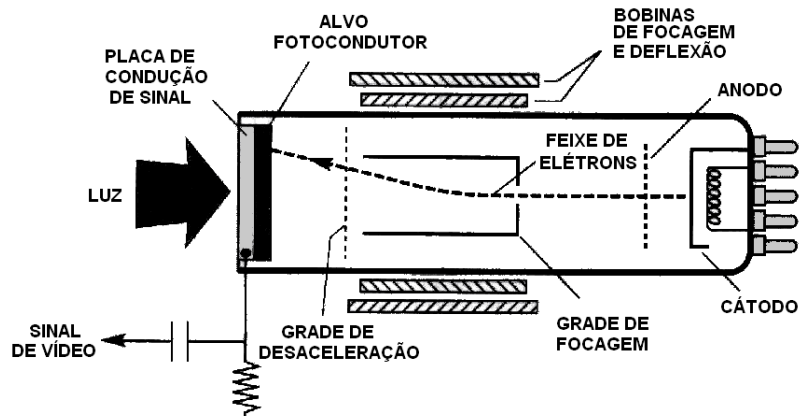


Figura 16 – Câmera de vídeo.

Observe que o sinal produzido é referente à quantidade de carga perdida entre as varreduras.

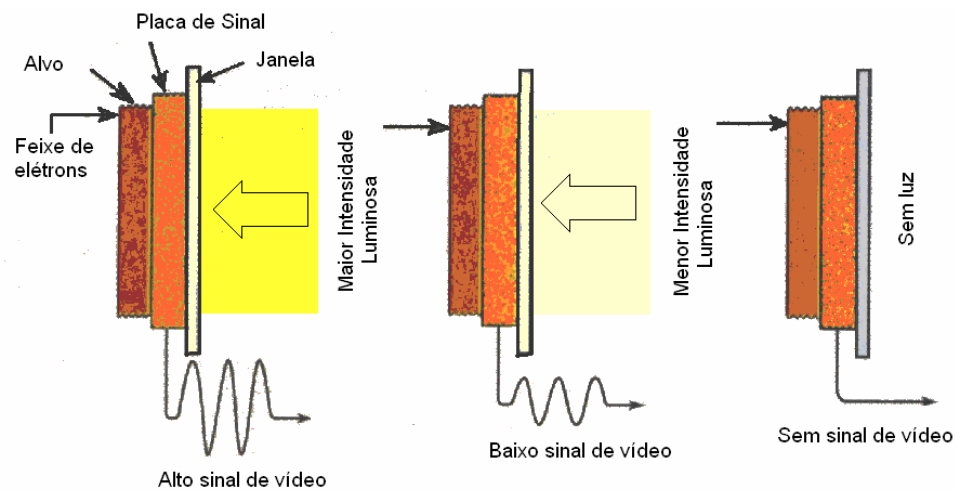


Figura 17 – Produção do sinal de vídeo.

Resumidamente, o sinal de vídeo ocorre quando o feixe de elétrons atinge um ponto na superfície do alvo, com uma determinada resistência, que é afetada diretamente pela quantidade de luz incidente.<sup>10</sup>

### 3.8.5.2 Dispositivo de Acúmulo de Carga (CCD)

O Dispositivo de Acumulo de Carga (CCD), pode ser conectado ao TII por meio de fibras ópticas. O CCD é uma matriz composta por fotodiodos (5 a 20 mm de lado) independentes em um chip de semicondutor. Cada um dos fotodiodos corresponde a

um pixel. O CCD possui um baixo ruído eletrônico, virtualmente sem atraso, e uma resolução melhor do que TII sozinho, possuindo resposta linear para uma larga faixa dinâmica.<sup>10</sup>

### 3.8.6 Sistemas de Visualização

#### 3.8.6.1 Sistemas de Televisão em Fluoroscopia

Com a introdução dos sistemas de televisão, a fluoroscopia atinge seu uso completo, permitindo a observação em tempo real dos procedimentos radiográficos em monitores na sala de exames ou distante dela. Paralelamente pode ser utilizado um computador para armazenar e processar as imagens. O uso da televisão resulta em uma adicional degradação da qualidade das imagens, além da causada pelo uso do TII, mas na maioria dos procedimentos o prejuízo é menor do que os benefícios.<sup>10</sup>

O sistema de televisão é composto basicamente por quatro componentes: câmera de vídeo e unidade de controle de câmera para aquisição de imagem, canal de transmissão, monitor para visualização e dispositivo de armazenamento.<sup>10</sup>

Há dois tipos comuns de dispositivos utilizados como condutores de informações: cabos elétricos e fibras ópticas, para circuitos fechados de televisão, ou transmissores, como antenas e receptores de rádio (wireless).

Em fluoroscopia, a câmera de vídeo pode visualizar a saída do intensificador de imagem pelo emprego de um sistema óptico de lentes, transformando a imagem óptica em um sinal de vídeo.<sup>10</sup>

A imagem óptica da saída do TII é focada em uma tela fotossensível dentro de um tubo de câmera de vídeo, onde é feito vácuo. Um estreito feixe de elétrons varre de forma padrão diversas vezes a tela.<sup>10</sup> Ver Figura 18, página 52.

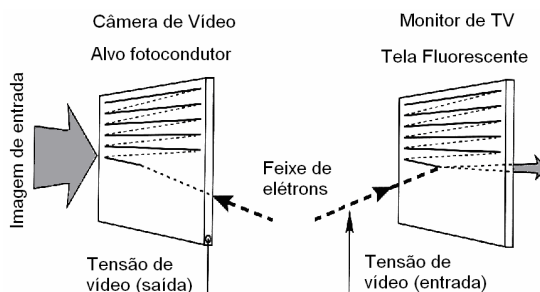


Figura 18 – Esquema de leitura da imagem de entrada e visualização no vídeo.

A magnitude do sinal de vídeo no instante é proporcional à quantidade de luz naquele ponto onde o feixe de elétrons incidiu. O feixe de elétrons varre as regiões do alvo com diferentes níveis de iluminação, fornecendo um sinal de vídeo conforme o brilho na tela. Uma imagem óptica em duas dimensões é assim transformada em sinal de voltagem de vídeo, com apenas o tempo como variável.<sup>10</sup>

A imagem é reconstruída no monitor de televisão, por um processo reverso.

Um feixe de elétrons dentro de um Tubo de Raios Catódicos (CRT) varre a tela fluorescente, produzindo o mesmo padrão de varredura usado pelo feixe de elétrons da câmera de vídeo. Ao mesmo tempo, o sinal de vídeo transmitido pela câmera é detectado por um receptor, amplificado, e após, aplicado a grade do CRT; por meio disso controla-se o brilho no ponto de luz produzida, naquele instante, na tela do monitor. O sinal de vídeo de entrada, que varia com o tempo e, assim, traslada em duas dimensões em um padrão espacial de brilho. O sistema de varredura da câmera e do monitor são perfeitamente sincronizados. Quando um feixe de elétrons encontra um ponto luminoso na tela do TII ele informa ao monitor para marcar um ponto luminoso naquela posição. Esta é a forma que uma imagem óptica é capturada por uma câmera de TV, codificada em um sinal de voltagem de vídeo, e transforma novamente em um padrão visual no monitor.<sup>10</sup>

### 3.8.6.2 Monitores de Televisão (CRT)

Dispositivos de imagem empregam sinais elétricos que variam no tempo, para controlar processos e converter informações. Os monitores utilizados em Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética Nuclear, Medicina Nuclear, etc, mostram de forma adequada a variação temporal destes sinais. O monitor de televisão é um tubo de raios catódicos ou CRT. Nesse tubo um estreito feixe de elétrons choca-se em uma parede de vidro, que é coberta com material fluorescente, produzindo um breve ponto de luz. A quantidade de elétrons, que atinge a placa de fósforo em cada segundo determina a intensidade luminosa naquele ponto e esta intensidade é correspondente ao sinal de vídeo enviado pela câmara.<sup>10</sup> Ver Figura 19, página 54.

Equipamentos modernos armazenam primeiro as informações da imagem em um computador e após otimizar, mostram em um monitor ou câmera laser.

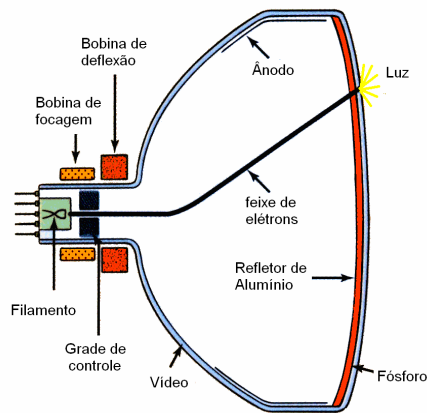


Figura 19 – Tubo de raios catódicos.

Monitores de alta resolução (definição), HDTV, utilizam mais linhas por quadro. Para isto deve haver compatibilidade entre câmera de vídeo e monitor.<sup>10</sup>

### 3.8.7 Controle Automático do Ganho (CAG)

O CAG trabalha ao longo do canal de imagem. Ele mantém a intensidade média do sinal de vídeo que sai da câmara de televisão, e ajusta o ganho do amplificador de sinal de vídeo que sai da unidade de controle da câmera para compensar alguma variação. CAG age rapidamente, para manter o brilho do monitor constante.<sup>10</sup>

O sistema CAG é potencialmente perigoso. Suponha-se que a sensibilidade dos sensores de luz no circuito de Controle Automático de Brilho (CAB) ou Controle Automático de Exposição (CAE) diminua em algum momento. O CAB solicita ao gerador do tubo de raios X que aumente a radiação de saída para compensar a perda de brilho, conseqüentemente o brilho no TII aumentará. O sistema CAG simplesmente reduzirá o brilho no monitor, e o problema continuará sem ser notado. Este problema somente será detectado com o Controle de Qualidade periódico do equipamento.<sup>10</sup>

### 3.8.8 O Conversor Analógico Digital (CAD)

A voltagem contínua e analógica correspondente a um quadro de imagem de televisão é amostrada e transformada na forma digital por meio de um dispositivo

chamado Conversor Analógico-Digital (CAD). As três etapas principais da conversão analógico-digital são: amostragem, quantificação e codificação. Na amostragem, o quadro de imagem é dividido em uma matriz de 1024X1024 pixel e na quantização o valor do sinal analógico de tensão é representado por 1024 valores de possíveis tons de cinza para cada pixel. Este valor representa 10 bits por pixel, ou seja,  $2^{10} = 1024$ .<sup>9</sup>

O CAD deve, ainda, ser capaz de operar com  $10^7$  conversões por segundo para fornecer 30 quadros de 512 linhas ou 7,5 quadros 1050 linhas por segundo. Existe ainda a limitação da taxa de aquisição devida a velocidade de transferência de dados do disco rígido e da capacidade de armazenamento.

Depois da conversão digital, o sinal de vídeo passa por um conversor logarítmico digital ou amplificador log. Este dispositivo amplifica mais o sinal mais fraco, com isto reduz a probabilidade de perda de sinais fracos. Além disso, a amplificação logarítmica produz o contraste aparente de veias preenchidas com agente de contraste, independente da espessura abaixo dos tecidos sobre-expostos. O computador controla o acionamento do tubo de raios X, assim como os parâmetros de exposição, manipula os dados adquiridos e processa a imagem. É rápido suficiente para produzir imagens processadas, como subtração e filtração através de uma CPU. Agentes de contrastes iodados são injetados no paciente via intravenosa, ou intra-arterial por meio de uma seringa motorizada onde o computador controla a quantidade, taxa e tempo de injeção.<sup>9,10,11</sup>

### **3.9 Sistemas Digitais**

Com o desenvolvimento das tecnologias computacionais foi possível introduzi-las na medicina, especialmente, na área de diagnóstico por imagem.

Tudo começa a partir de um processo físico, onde um sensor recebe uma informação do objeto de estudo, esta informação é então transformada em sinal elétrico que varia proporcionalmente à informação (sinal analógico). Esse sinal será convertido em sinal digital (zero e um) em um conversor analógico digital. Estas informações, agora na forma digital, serão tratadas por um processador, onde softwares específicos farão ajustes para otimizá-las. Após este processo as informações digitais serão novamente convertidas em analógicas para serem



visualizadas em um monitor.<sup>16</sup>

As imagens digitais são divididas em uma matriz (MxN) de linhas e colunas, onde cada posição  $(x,y)$  representa um pixels (picture elements). Cada pixel possui um valor de brilho, tom de cinza ou cor que será definido como a intensidade da função  $f(x,y)$ , de acordo com a figura abaixo.<sup>16</sup>

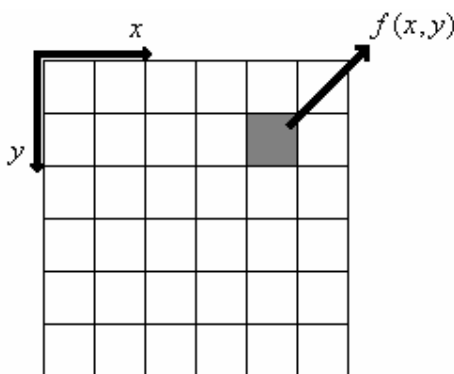


Figura 20 – Imagem digital.

As características mais importantes das imagens digitais são a resolução espacial e a escala de tons de cinza.<sup>16</sup>

A Resolução espacial está ligada diretamente ao objeto estudado, ou seja, deve-se amostrar os dados conforme a necessidade do objeto a ser estudado.

Basicamente, a resolução espacial depende da Matriz e do Tamanho da Imagem. Estas duas características influenciam diretamente no tamanho do pixel, que influenciará a resolução.<sup>16</sup>

$$\text{Tamanho do Pixel} = \frac{\text{Tamanho da Imagem (mm)}}{\text{Matriz(pixel)}}$$

Como exemplo, observa-se a figura abaixo.



Figura 21 – Variação da resolução espacial em relação ao tamanho da matriz.

A resolução aumenta com a diminuição do tamanho do pixel, como consequência do aumento do tamanho da matriz para um mesmo tamanho da imagem.<sup>16</sup>

A escala de tons de cinza é definida de acordo com a necessidade de tons para cada pixel. Por exemplo, quando se define que para cada pixel será disponibilizado apenas um bit (binary digit) de possibilidades, está-se dizendo que será possível apenas dois tons de cinza por pixel, ou seja, o branco ou o preto.<sup>16</sup>

No exemplo abaixo, pode-se ver o caso de uma imagem com apenas 1 bit de possibilidades de tons de cinza.

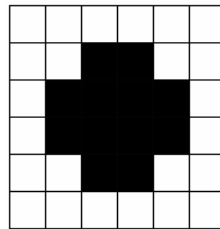


Figura 22 – Imagem com apenas 1 bit.

Na imagem acima se vê apenas pixels pretos e brancos, ou seja, para cada quadro o valor só poderá assumir 0 ou 1.

As possibilidades são definidas por  $2^n = L$ , onde  $n$  é o número de bits por pixel e  $L$  são os níveis de cinza. Observe que 1 byte = 8 bits. No caso de uma imagem possuir 8 bits por pixel, tem-se 256 possibilidades de tons de cinza.<sup>16</sup>

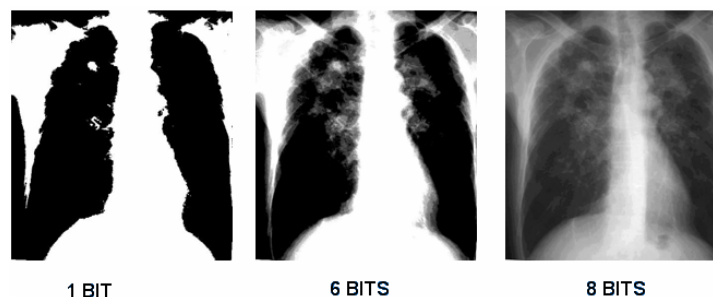


Figura 23 – Variação da resolução de contraste em relação ao número de bits por pixel.

### 3.9.1 Padrão DICOM

Quando iniciou-se o desenvolvimento de equipamentos de imagem digitais,

usadas em medicina, cada empresa possuía um padrão proprietário de imagens médicas. Isto acarretava dificuldades na comunicação entre estes equipamentos e entre estações de trabalho. Foi necessário padronizar o tipo de imagem e informações para facilitar a interoperabilidade destes equipamentos. Para tal foi desenvolvido o Padrão DICOM, *Digital Imaging and Communication in Medicine*.<sup>17</sup>

A imagem DICOM é um encapsulamento de um cabeçalho (informações referentes ao paciente, equipamento, médico que realizou o exame, etc.) e a imagem.<sup>17</sup>

O Padrão DICOM segue uma hierarquia, representada por uma pirâmide, onde o topo é o paciente, ou seja, o paciente pode possuir vários estudos de modalidades diferentes, como Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética Nuclear. Cada estudo poderá ter várias séries como fase sem contraste e fase com contraste, onde as imagens compõem a informação básica.<sup>17</sup>



Figura 24 – Pirâmide hierárquica do padrão DICOM.

## 4 EQUIPAMENTOS E DISPOSITIVOS UTILIZADOS

### 4.1 Equipamentos de Hemodinâmica

#### 4.1.1 Hospital Universitário de Santa Maria

Localizado no Campus da Universidade Federal de Santa Maria, na Avenida Roraima, S/N no andar térreo.

Marca: Philips

Modelo: Integris Allura

#### *Gerador de Raios X*

- Modelo Velara CV, gerador microprocessado de 100 kW de alta frequência;
- Faixa de tensão: 40 a 125 kV;
- Corrente máxima: 1250 mA em 80 kV;
- Potência máxima contínua: 2,5 kW por 0,5 h e 2 kW por 8h;
- Potência nominal: 100 kW (1000 mA em 100 kV);
- Condições de referência de carga: 110 kV, 18 mA contínua.

#### *Detecção da Imagem*

- Intensificador de Imagem: campos de 23 cm, 17 cm e 14 cm;
- Fator de Conversão:  $270 \frac{Cd/m^2}{mR/s}$  (campo de 23 cm);
- Resolução da imagem: 5,0/6,5 pl/mm;
- Câmara de TV: CCD;
- Matriz: 512X512 e 1024X1024, 12 bits.

#### *Tubo de Raios X*

- Foco: Foco Fino (FF) = 0,3 mm e Foco Grosso (FG) = 1,0 mm;
- Potência: Foco Fino (FF) = 44 kW e Foco Grosso (FG) = 85 kW;
- Ângulo de ânodo: 9°;
- HSC do ânodo (MHU): 2,4;
- Conjunto HSC (MHU): 5,4;

- Taxa máxima de resfriamento do anodo (W): 11000;
- Máximo carregador contínuo (W): 3200;
- Máximo pulso de fluoroscopia (mA): 200;
- Resfriamento: óleo;
- Filtro espectral extra (equivalente a mm Cu): 0,2, 0,5 e 1,0 mm.

### *Monitores*

- Matriz: 1280X1024;
- Frequência de quadros: 76 imagens/segundo;
- Contagem por linha: 1.066 (76 Hz);
- Taxa de linhas: 81.016 linhas por segundo;
- Tela: AGAS;
- Controle de imagem: Brilho automático e adaptação de contraste a mudança na luz ambiente;
- Banda larga: 120 MHz;
- Brilho: 750  $Cd / m^2$ .

#### 4.1.2 HEMOCOR SM – Cardiologia Intervencionista LTDA - HEMOCOR

Localizada Avenida Presidente Vargas, 2291 – 2º Andar do prédio do Hospital de Caridade Dr. Astrogildo de Azevedo, em Santa Maria, RS.

Marca: Shimadzu

Modelo: Bransist Safire

### *Gerador de Raios X*

- Potência nominal: 100 kW(100kV e 1000mA);
- Corrente máxima possível na máxima tensão:
  - tempo curto: 150 kV, 630 mA;
  - tempo longo: 125 kV, 24 mA.
- Tensão máxima possível na máxima corrente:
  - tempo curto: 80 kV, 1250 mA;
  - tempo longo: 100 kV, 30 mA.
- Menor produto corrente tempo: 0,5 mAs.

*Radiografia:*

- Faixa de tensão: 40 a 150 kV;
- Faixa de corrente: 10 a 1250 mA;
- Faixa de mAs: 0,5 a 800 mAs;
- Faixa de tempo: 1 ms a 10 s.

*Fluoroscopia:*

- Faixa de tensão: 50 a 125 kV;
- Faixa de corrente: 0,3 a 30 mA;
- Tempo total: 99 min e 99 s.

*Flat Panel:*

- Sistema de conversão: Conversão direta com selênio amorfo (a-Se);
- Número total de pixels: 1536X1536
- Velocidade de aquisição: 30/15/7,5 quadros por segundo (qps);
- Campo válido de visão (um lado/diagonal) cm: 22,1/31cm; 19,2/27 cm; 15,3/21 cm e 11,5/16 cm;
- Dimensões: 30X30X10 cm;
- Pixel: 150  $\mu\text{m}$ ;
- Faixa dinâmica (A/D): 14 bits;
- Sistema de transmissão: Fibra óptica;
- Sistema de resfriamento: Líquido.

*Tubo de Raios X*

- Tipo de tubo: Rolamento de metal;
- Tamanho do ponto focal: 0,5/0,8 mm;
- Rotação do ânodo: 90.000 RPM;
- Tensão do tubo: 40 a 125 kV;
- Potência focal: 50/100 kW;
- Ângulo do ânodo: 8 graus;
- Material do ânodo: Liga de Rênio e Tungstênio;
- Filtro inerente: Equivalente a 1,5 mm Al;
- Capacidade térmica: 3.0 MHU;
- Taxa de resfriamento: 7.700 HU/s (5.500W).

*Monitores*

- Sinal da saída de vídeo: não entrelaçado;
- Matriz: 1280X1024 ou mais;
- Profundidade: 8 bits.

## 4.1.3 Instituto do Coração de Santa Maria – ICOR

Localizada Avenida Presidente Vargas, 2291 – subsolo do prédio do Hospital de Caridade Dr. Astrogildo de Azevedo, em Santa Maria, RS.

Marca: Philips

Modelo: Poly Diagnostic C2

*Detecção da Imagem:*

- Intensificador de Imagem: campo máximo de 23 cm;
- Fator de Conversão:  $210 \frac{Cd/m^2}{mR/s}$  (campo de 23 cm);
- Resolução da imagem: 2,4 pl/mm;
- Tela de entrada: Iodeto de Césio.

*Tubo de Raios X:*

- Foco: Foco Fino (FF) = 0,6 mm e Foco Grosso (FG) = 1,2 mm;
- Potência: Foco Fino (FF) = 44 kW e Foco Grosso (FG) = 85 kW;
- Ângulo de ânodo: 12°;
- Máximo aquecimento do ânodo (KHU): 2300;
- Taxa máxima de resfriamento do ânodo: 3300 W (26,7KHU);
- Máximo carregador contínuo (W): 700;
- Resfriamento: ar;
- Filtro total (mm Al): 2,5 (75 kV).

*Monitores:*

- Velocidade de Quadros: 525/1049 linhas, 50/100 Hz para alimentação de 60 Hz;
- Sinal de vídeo composto: 0,5 a 2,0 Vpp;
- Relação de aspectos: 3:4 para velocidade padrão (525), 3:4 ou 1:1 para velocidade alta (1049);

– Controle de imagem: Brilho automático e adaptação de contraste a mudança na luz ambiente.

## 4.2 Equipamentos para Dosimetria

### 4.2.1 Detectores de Radiação X

Tabela 5 – Especificações das câmaras de ionização.

Local	Câmara de Ionização 1	Câmara de Ionização 2	Câmara de Ionização 3
	Hospital Universitário de Santa Maria	Compton Consultoria em Radiologia Ltda	Compton Consultoria em Radiologia Ltda
Marca	Radcal	Radcal	Radcal
Modelo	9010	9015	2026C
Nº de série	90-2279	91-0099	26-1158
Câmara de Ionização	Hemodinâmica	Hemodinâmica	Espalhamento
Modelo	10X5-60	10X5-60	20X6-180
Nº de série	10429	8837	31435
Nº de calibração	0885/2009	-	0855/2008

### 4.2.2 Dosimetria Pessoal

Dosímetros da empresa PRO RAD – Consultores em Radioproteção Ltda, localizada na Rua Ruy Barbosa, 118, Edifício Michaelski, em Cachoeirinha, RS. Registro a CNEN: 104.829/75.

Tabela 6 – Registro de referência dos dosímetros utilizados.

Nome	Código
Teste 1	8120042
Teste 2	8120043



#### 4.2.3 Equipamentos para Controle de Qualidade

##### 4.2.3.1 Dispositivo para Testes em Fluoroscopia

- a) Teste de baixo contraste, marca MRA, modelo CQ-07, N/S 07-139 e 07-140 (Constituído de três placas);
- b) Teste de alto contraste, marca MRA, modelo CQ -08, N/S 08-145.

##### 4.2.3.2 Lâminas de Alumínio (Camada Semi-Redutora)

- a) 3 lâminas de 1,0 mm;
- b) 2 lâminas de 0,5 mm.

##### 4.2.3.3 Medidor Não Invasivo de Tensão, Tempo e Corrente Transportável Relativa

Marca PTW, modelo Diavolt Universal, N/S T43.014-0355.

##### 4.2.3.4 Dispositivo para o Teste de Colimação

Marca MRA.

##### 4.2.3.5 Cone para Teste de Alinhamento

Marca MRA.

##### 4.2.3.6 Cone com Dispositivo de Teste de Ponto Focal

Marca MRA.

##### 4.2.3.7 Sistema de Detecção da Radiação

Marca Radcal, modelo 9015, s/n 91-0099.

- a) Eletrômetro modelo 9060, S/N 99-0194;

- b) cabo de 6 metros;
- c) câmara de fluoroscopia modelo 10x5-60, S/N 8837.

#### 4.2.3.8 Fotômetro

Marca FLUKE, modelo PMLX.

#### 4.2.4 Software para Processamento e Análises de Imagens

Foi utilizado um software para processamento e análise de imagens de domínio público, disponível em <http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html>. Segue abaixo um descritivo retirado do site oficial do software.

ImageJ is a public domain Java image processing program inspired by NIH Image for the Macintosh. It runs, either as an online applet or as a downloadable application, on any computer with a Java 1.4 or later virtual machine. Downloadable distributions are available for Windows, Mac OS, Mac OS X and Linux.

#### 4.2.5 Objeto Simulador

O objeto simulador é constituído por um dispositivo para avaliar a resolução espacial, constituído de 10 conjuntos contendo 4 barras de Cobre gradualmente menores com espaçamentos iguais as suas espessuras; um dispositivo de Alumínio em degraus com espessuras de 5,5; 8,7; 11,7; 14,7; 17,7; 20,6; 23,9; 26,6; 29,6 e 32,6 mm para avaliar contraste; uma placa de Alumínio de 0,8 mm de espessura com 4 orifícios de 6,0 mm, 4,5 mm, 3,0 mm e 1,5 mm de diâmetros e estruturas utilizadas na rotina clínica (cateter e guia). Todos estes dispositivos estão dispostos sobre duas placas de Alumínio (liga 1100) de 18 cm X 18 cm X 1,9 cm. Ver Figura 25, página 66.

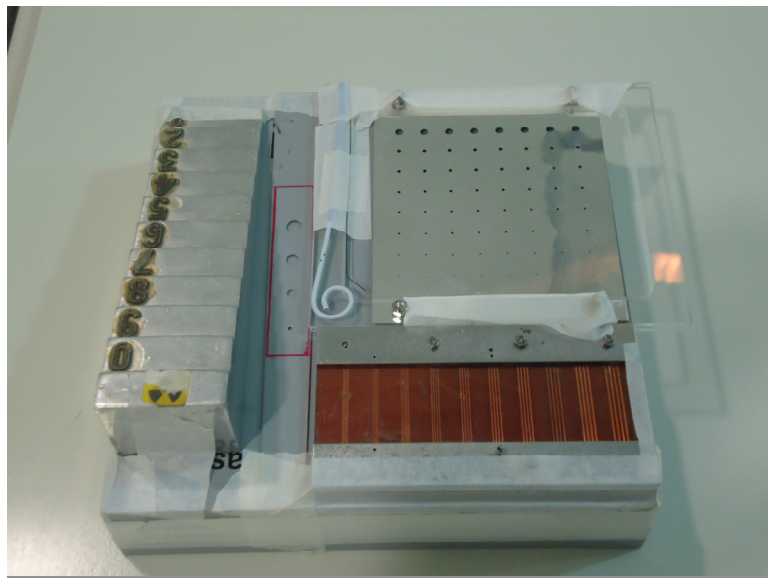


Figura 25 – Objeto simulador.

#### 4.2.6 Filtros Adicionais

Utilizou-se cinco placas de Alumínio de 10 cm x 10 cm, sendo três de 1 mm de espessura e duas com 0,5 mm, e 2 placas de Cobre de 10 cm x 10 cm com 0,29 mm de espessura.

## 5 METODOLOGIA EMPREGADA

### 5.1 Controle de Qualidade

Os testes de controle de qualidade foram baseados na Portaria Federal 453, de 1º de junho de 1998, da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), e na Resolução Específica nº 1016, de 05 de abril de 2006, da ANVISA.

A metodologia empregada está descrita no Anexo A – Protocolos de Controle de Qualidade.

### 5.2 Método de Aquisição dos Dados

Adquiriu-se as imagens do objeto simulador conforme o protocolo de cateterismo cardíaco utilizado em cada Serviço. Este procedimento foi escolhido por ser o mais realizado nos Serviços de Hemodinâmica, obtendo-se, com isto, um impacto maior em relação a redução da dose de radiação nos pacientes e nas equipes médicas. Utilizou-se somente a projeção postero-anterior e o maior tamanho do campo do intensificador de imagem. Nesta projeção é possível a instalação do simulador e das câmaras de ionização de forma mais estável. Além da visualização de todos os dispositivos de testes com a mínima alteração entre as medidas realizadas nos diferentes Serviços.

As técnicas de exposição frequentemente utilizadas nos Serviços foram indicadas pelos médicos hemodinamicistas, sendo elas:

Tabela 7 – Características dos protocolos de aquisição das imagens nos três serviços.

	Local	HUSM	HEMOCOR	ICOR
Protocolo Fluoroscopia	Identificação	Fluoroscopy	15pps/H	Fluoroscopy
	Contínua	Sim	-	Sim
	QPS	-	15	-
	Filtração total (mm Al)		4,9	3,1
Protocolo Grafia	Identificação	Coronary 15	CAG15f-7s	Coronary 15
	QPS	15	15	15
	Tempo (ms)	5	5	5
	Filtração total (mm Al)		3,5	3,1

As imagens e as Taxas de Kerma no Ar obtidas nos modos acima citados foram consideradas de referência, pois são as utilizadas rotineiramente nos Serviços e estão em conformidade com os Testes de Controle de Qualidade.

Estas imagens e Taxas de Kerma no Ar foram comparadas com as obtidas utilizando-se este mesmo protocolo, mas, agora, adicionando-se filtros de Alumínio, de Cobre ou combinações destes.

Os meios de coleta de dados e análise foram adaptados conforme a característica de cada equipamento.

No modo fluoroscopia para o equipamento do HUSM, que não grava as imagens no padrão DICOM, mas mantém a última imagem gravada no monitor, foi utilizado um fotômetro, com um localizador específico de fibra óptica para medir luminância em candela por metro quadrado ( $cd / m^2$ ). Já no equipamento do ICOR, o modo fluoroscopia não gera imagem digital e não mantém a última imagem, portanto, nenhuma informação pode ser obtida. No equipamento do HEMOCOR que grava estas imagens no padrão DICOM, os procedimentos de medidas foram realizados com o software *ImageJ*.

Para o modo grafia de todos os equipamentos, foi utilizado o software *ImageJ* na análise das imagens.

Realizou-se as medidas nas imagens adquiridas nos respectivos dispositivos de testes: resolução espacial, discriminação de baixo contraste, escala de cinza e visibilidade de cateteres e guias. Foram feitas medidas das Taxas de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP), na Entrada do Tubo Intensificador de Imagens (TKEII) ou Detector Plano (TKEDP) e a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista (TK70). Todas estas medidas foram realizadas conforme Anexo B (Protocolos de aquisição de imagens e de dosimetria) e anotadas no Anexo C (Planilha de aquisição das imagens e dosimetria), constituído pelas Planilhas 1, 2, 3, 4 e 5.

Os procedimentos de aquisição de imagens e dos valores de exposições foram adquiridos separadamente, (Anexo B), devido a interferência das câmaras de ionização 1 e 2 nas imagens obtidas.

Os índices de filtração adicional são definidos de acordo com a tabela abaixo:

Tabela 8 – Correspondência entre o índice da filtração adicional e a filtração aplicada.

<b>Índice da filtração adicional</b>	<b>Filtro aplicado</b>
1	sem filtro
2	1 mm Al
3	2 mm Al
4	3 mm Al
5	4 mm Al
6	0,29 mm Cu
7	0,29 mm Cu + 1 mm Al
8	0,29 mm Cu + 2 mm Al
9	0,29 mm Cu + 3 mm Al
10	0,29 mm Cu + 4 mm Al
11	0,58 mm Cu
12	0,58 mm Cu + 1 mm Al
13	0,58 mm Cu + 2 mm Al
14	0,58 mm Cu + 3 mm Al
15	0,58 mm Cu + 4 mm Al

### **5.3 Análises Quantitativas para as Imagens DICOM Geradas nos Equipamentos de Hemodinâmica**

A análise quantitativa foi realizada nas imagens denominadas “Result 3” que é a média de três quadros para cada sequência adquirida.

As imagens geradas em Hemodinâmica, no caso das aquisições pulsadas, são imagens individuais que são apresentadas em sequência dando a impressão de uma filmagem contínua.

Em um primeiro momento foram realizadas as medidas em apenas uma imagem, que apresentou um alto nível de ruído, não condizente com as imagens visualizadas durante uma sequência. Em um segundo momento, realizou-se uma média de 10 imagens, que gerou uma imagem resultante muito boa (nível de ruído muito pequeno), acima do que estava sendo visualizado nas seqüências.

Para resolver este impasse, entre o que estava sendo visualizado e o que estava sendo medido, recorreu-se a seguinte informação. A visão humana possui um tempo de acúmulo de informações de 0,2 s, ou seja, durante este intervalo de

tempo os dados são coletados pelos olhos e interpretados no cérebro. O objetivo era simular em uma imagem o resultado visual daquelas seqüências de imagens.<sup>11</sup>

De acordo com os protocolos de aquisição, as imagens foram adquiridas em uma freqüência de 15 quadros por segundo, onde cada quadro durava entre 5 a 7 ms. O tempo total de exposição em um intervalo de 1 s está entre 75 a 105 ms restando de 925 a 895 ms, divididos em 14 intervalos sem exposição, cada intervalo ente 66,07 a 63,9 ms. Portanto, em um intervalo de 0,2 s teremos 3 quadros completos de informação disponíveis aos olhos.

As seqüências de aquisição das imagens foram divididas em três grupos. As imagens escolhidas para calcular-se as médias, foram as intermediárias dentro do terceiro grupo, após a estabilização do gerador (kV e mA) visualizada no monitor do equipamento.

### 5.3.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR)

De acordo com a Resolução Específica nº 1016 da ANVISA, de 05 de abril de 2006, na Parte IV, Procedimentos para Equipamentos de Raios X com Fluoroscopia, no ítem 4.2.6, Discriminação de Baixo Contraste, são definidos os seguintes limites:

Tabela 9 – Valor mínimo a ser visualizado de acordo com o tamanho do campo do TII.

<b>Tamanho do Campo do Intensificador de Imagem (cm)</b>	<b>Menor diâmetro visualizado (mm)</b>
23 a 25	3,0
15 a 18	1,5

Como as aquisições foram realizadas com o tamanho do campo do intensificador de imagem em 23 cm, o diâmetro de referência para as avaliações foi de 3 mm. Ver Tabela 4, página 50 e Tabela 9, página 70.

Para a análise das imagens utilizou-se o software *ImageJ* para selecionar a Região de Interesse do Objeto (ROI). Esta área engloba o orifício de 3 mm e uma parte adjacente ao orifício, denominada fundo da imagem. Posteriormente, fez-se a separação deste ROI do resto da imagem. Ver Figura 26, página 71.



Figura 26 – ROI para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

Por não existir valores de referência para definir os limites da Relação Sinal Ruído (RSR) considerou-se os melhores valores aqueles medidos nas imagens de referência, sem filtração adicional.

Selecionou-se uma região circular sobre a área do orifício de 3 mm, denominada de “ROI de sinal”, onde mediu-se o valor médio dos pixels e o seu desvio padrão. Ver Figura 27, página 72.



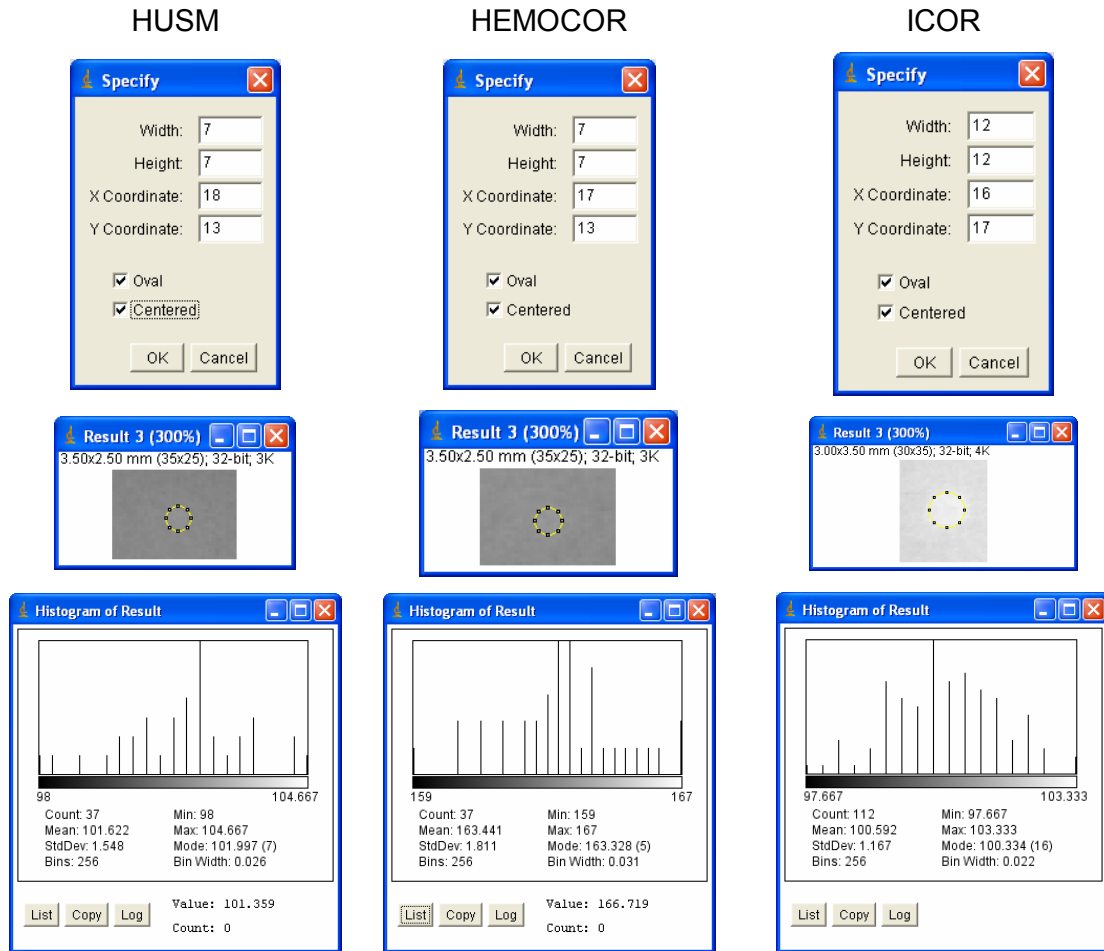


Figura 27 – ROI de sinal para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

Posteriormente, selecionou-se a região do entorno ao “ROI de sinal”, excluindo-o. Esta região foi denominada “ROI de fundo”, onde mediu-se o valor médio dos pixels e o seu desvio padrão. Ver Figura 28, página 73.

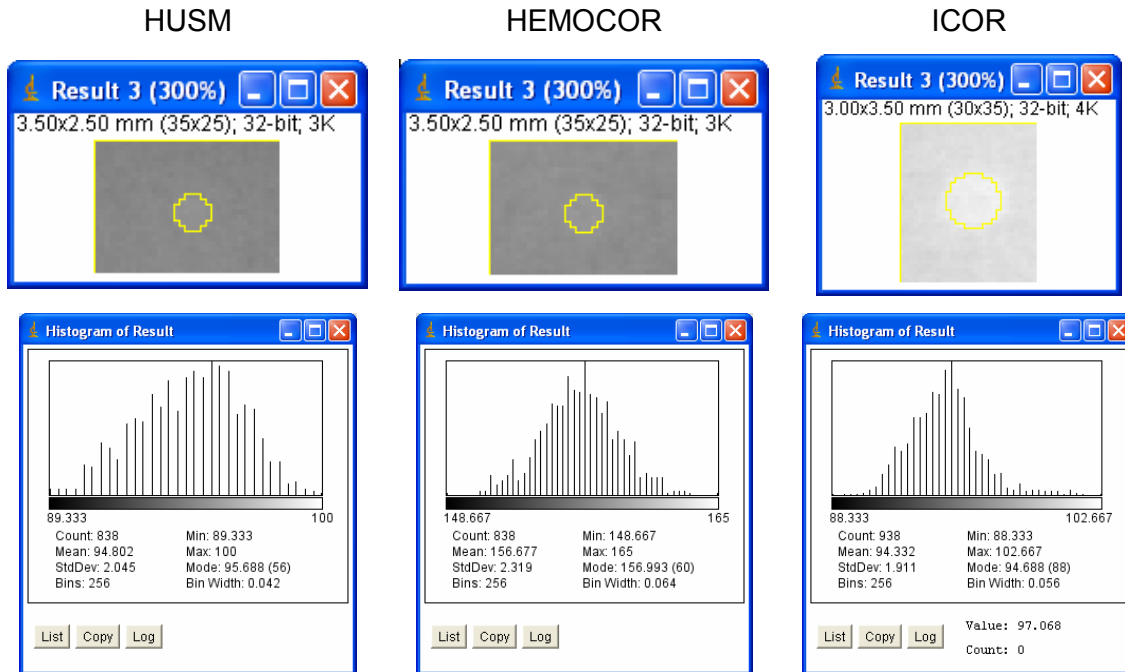


Figura 28 – ROI de fundo para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

Com os valores obtidos no “ROI de sinal” e no “ROI de fundo”, pode-se quantificar a Relação Sinal Ruído de todas as imagens adquiridas.

$$RSR = \frac{|fundo - sinal|}{\sqrt{\left(\frac{std^2_{fundo} + std^2_{sinal}}{2}\right)}}$$

Conforme estabelecido em,<sup>18</sup> que define a necessidade de visualização no mínimo do orifício com diâmetro de 3 mm, definirá a possibilidade de uso dos filtros adicionais. Este é o parâmetro limitador para escolha dos filtros adicionais.

### 5.3.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por *Threshold*

Com o software *ImageJ* segmentou-se o sinal em relação ao fundo e com isto, pode-se observar o que era a imagem do orifício, o que era imagem de fundo e o que era ruído.

A partir da média dos valores e desvio padrão adquiridos em todas as imagens no “ROI de sinal”, observou-se no histograma um comportamento de distribuição gaussiana dos valores dos pixels.

Utilizando-se esta média de valores e duas vezes o desvio padrão ( $M \pm 2\sigma$ ), totaliza-se aproximadamente 95%<sup>19</sup> dos pixels dentro do sinal.

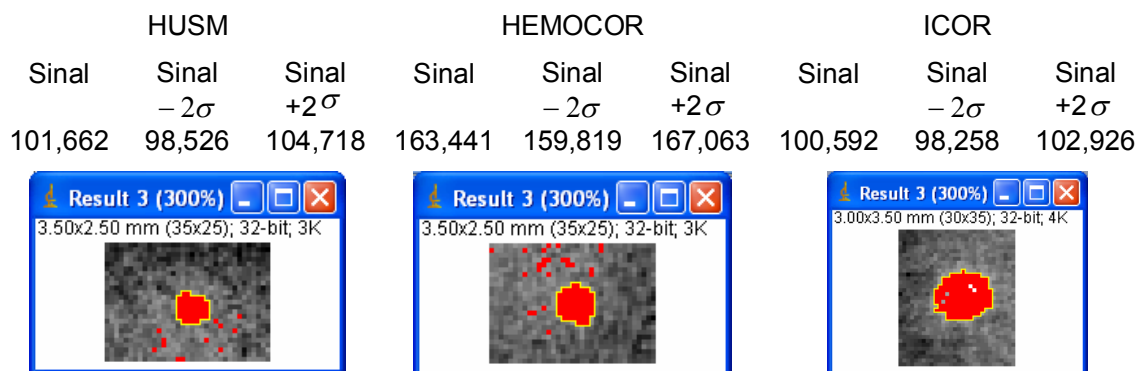


Figura 29 – Segmentação das imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

### 5.3.3 Avaliação da Escala de Contraste

Utilizou-se o software *ImagJ* para selecionar as regiões sobre a imagem da escada em degraus de Alumínio. Para cada região selecionada foi mensurado o valor médio dos pixels através do histograma.

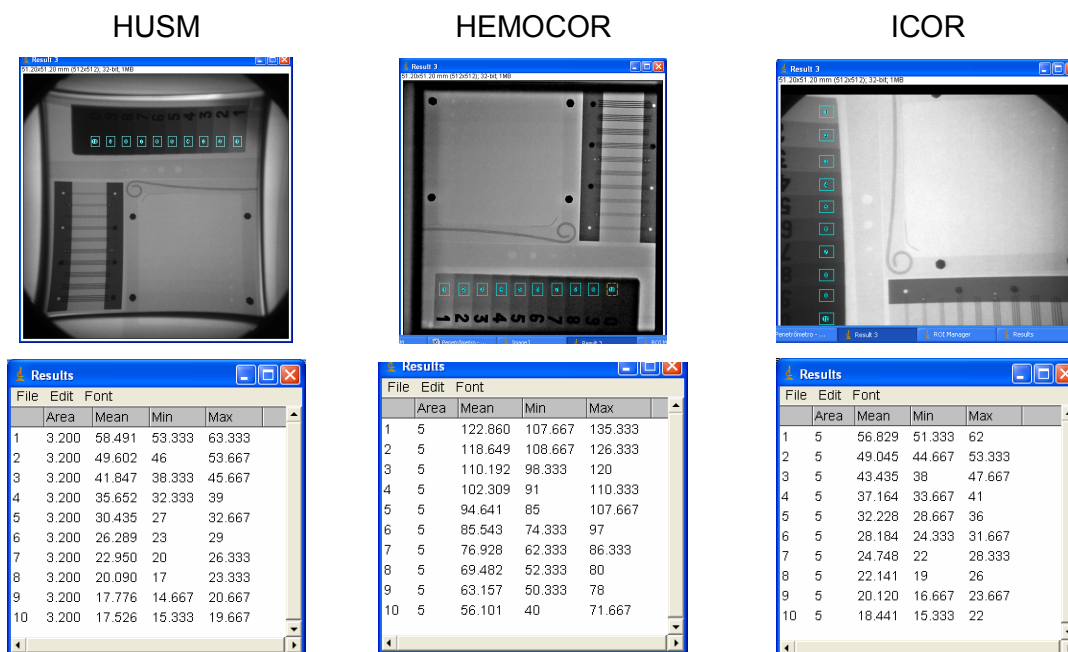


Figura 30 – ROI e análise das escalas de contraste para as imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

### 5.3.4 Avaliação do Cateter e Guia

Utilizou-se o software *ImagJ* para selecionar as regiões sobre a imagem do

cateter e fora deste (fundo). Para cada região selecionada foi mensurado o valor médio dos pixels através do histograma e calculado o contraste entre a imagem do cateter e o fundo.



Figura 31 – ROI e análise das imagens do cateter nas imagens de referência dos três equipamentos de hemodinâmica.

## 5.4 Análises Qualitativas

### 5.4.1 Resolução Espacial

Utilizou-se o software *ImageJ*, com o método “Interactive 3D Surface Plot” para melhor demonstrar a separação das barras. As imagens abaixo são do equipamento do HUSM. As demais imagens, dos outros equipamentos, seguiram a mesma metodologia.

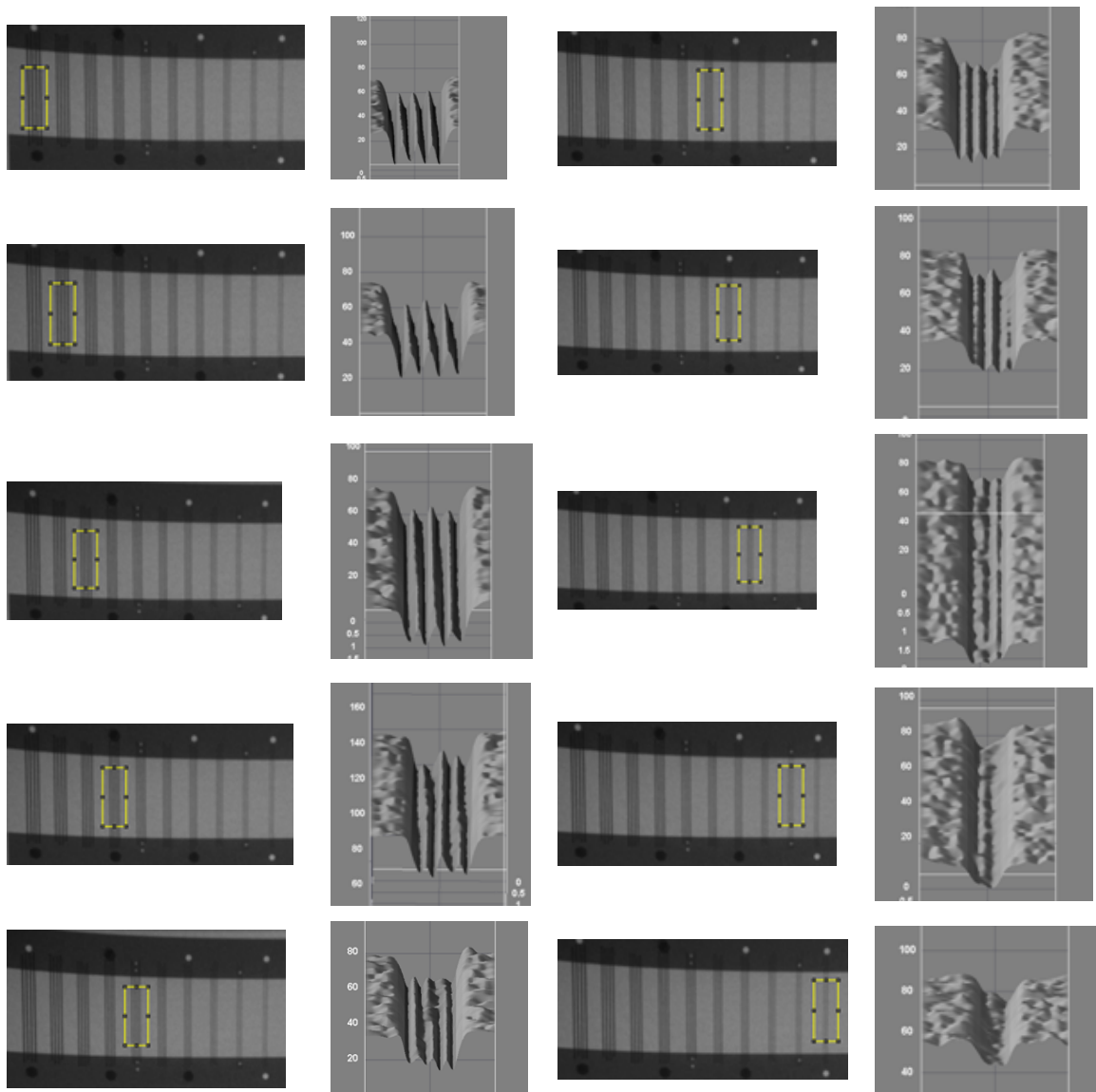


Figura 32 – Imagens das superfícies em 3D das barras do dispositivo de resolução espacial.

## 5.5 Dosimetria

### 5.5.1 Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Tubo Intensificador de Imagem ou Detector Plano (TKEII e TKEDP)

As Taxas de Kerma na Entrada do Tubo Intensificador de Imagens ou Detector Plano foram realizadas conforme protocolo descrito no Anexo B e registradas conforme a Planilha 3 do Anexo C.

Os valores de TKEII e TKEDP de referência foram obtidos nos procedimentos sem filtração adicional.

### 5.5.2 Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP)

As Taxas de Kerma na Entrada da Pele do Paciente foram realizadas conforme protocolo descrito no Anexo B e registradas conforme a Planilha 1 do Anexo C.

Os valores de TKEP de referência foram obtidos nos procedimentos sem filtração adicional.

### 5.5.3 Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de Distância na Direção do Médico Hemodinamicista (TK70)

As Taxas de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista foram realizadas conforme protocolo descrito no Anexo B e registradas conforme a Planilha 2 do Anexo C.

Os valores de TK70 de referência foram obtidos nos procedimentos sem filtração adicional.

## 5.6 Figura de Mérito

A Figura de Mérito é dada pela Razão Sinal Ruído ao quadrado ( $RSR^2$ ) pela TKEP. Para comparar-se um determinado sistema de imagem em relação a outro, utiliza-se a seguinte relação:

$$FM = \frac{RSR^2}{TKEP}$$

Onde pode-se correlacionar a Relação Sinal Ruído e a Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente.<sup>20</sup>

Abaixo segue fragmento retirado do site NASA BLOGS: [http://blogs.nasa.gov/cm/blog/waynehalesblog/posts/post\\_1251819060090.html#comments](http://blogs.nasa.gov/cm/blog/waynehalesblog/posts/post_1251819060090.html#comments)

Figure of Merit is a term that may be unfamiliar. Engineers use this term to describe a number – based on a formula – which is useful in comparing different items. An everyday “figure of merit” is MPG (miles per gallon) for automobile fuel efficiency. If you have bought a household appliance recently you may have noted an energy efficiency “figure of merit” on the label.

## 5.7 Dosimetria Pessoal

Após a análise dos resultados obtidos e definição das melhores imagens relativas às menores doses de radiação, avaliou-se os valores de doses referentes à monitoração individual dos médicos hemodinamicistas do HUSM.

Como o procedimento experimental foi limitado à projeção postero-anterior e com apenas um modo de magnificação, o que não ocorre nos procedimentos rotineiros, que envolvem outros parâmetros, procurou-se obter um valor de dose efetiva acumulada utilizando-se os dosímetros individuais. Assim, considerou-se a monitoração de 80 minutos de exposição em procedimentos clínicos. Com isto pode-se quantificar, através de uma amostragem, o valor real da dose de radiação, envolvendo outras projeções, outros tamanhos de campos do intensificador de imagem e outros parâmetros de taxa de quadros por segundo.

Os procedimentos são descritos a seguir, conforme protocolo de aquisição do Anexo B.

Os médicos hemodinamicistas do HUSM realizaram os procedimentos de cateterismo cardíaco sem aplicação dos filtros adicionais utilizando os dosímetros de teste (Teste 1 e Teste 2) sobre os aventais plumbíferos, conforme protocolo normal do Serviço.

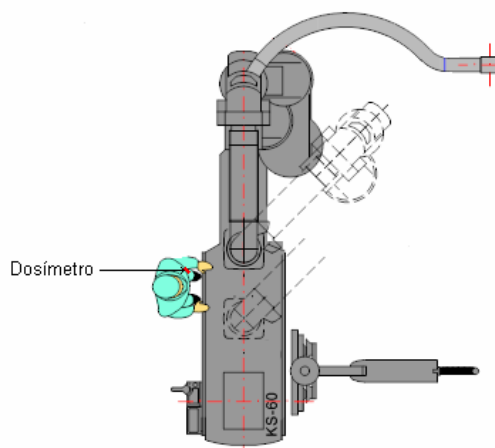


Figura 33 – Posição do médico hemodinamicista e localização do dosímetro pessoal.

Neste caso, pode-se definir uma relação entre a Taxa de Kerma no Ar a 70 cm na direção do médico hemodinamicista com a dose efetiva medida através do dosímetro pessoal.

$$\text{Fator de Relação} = \frac{\text{Taxa Dose Efetiva}(mSv/h)}{TK70_{TOTAL} (mGy/h)}$$

Conforme,<sup>8</sup> a partir da década de 80 a melhoria nas técnicas e equipamentos de hemodinâmica reduziram os procedimentos em aproximadamente 4 min de fluoroscopia e 1 min de grafia.

$$TK70_{TOTAL} (mGy/h) = \left( TK70 \times \frac{4}{5} \right)_{FLUOR.} + \left( TK70 \times \frac{1}{5} \right)_{GRAFIA}$$

Com o valor da dosimetria pessoal, pode-se prever matematicamente a redução da dose efetiva durante o uso dos filtros propostos para cada equipamento.

$$\text{Taxa Dose Efetiva}(mSv/h) = \text{Fator de Relação} \times TK70_{TOTAL} (mGy/h)$$



## 6 RESULTADOS

### 6.1 Equipamento de Hemodinâmica do HUSM

#### 6.1.1 Fluoroscopia

##### 6.1.1.1 Resultados das Imagens

As medidas realizadas nas imagens foram adquiridas com o fotômetro diretamente no monitor.

*Avaliação de baixo contraste:*

Gráfico do Contraste (C) para cada filtração adicional

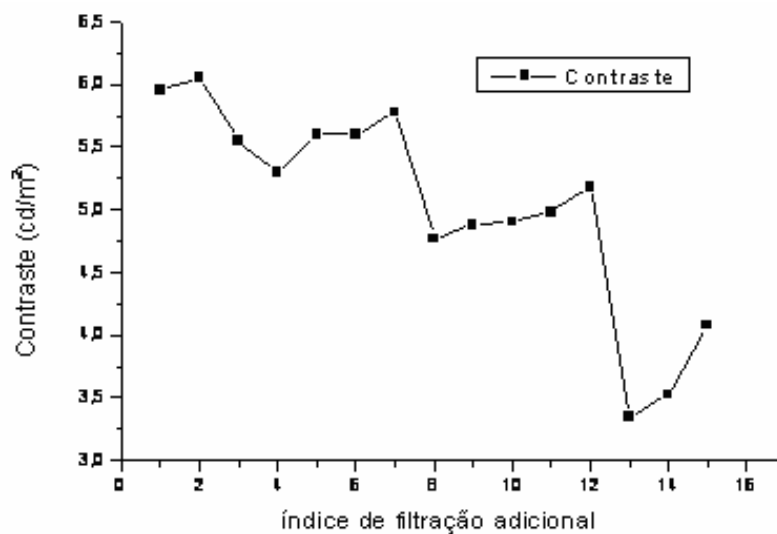


Gráfico 1 – Contraste versus índice de filtração adicional.

*Avaliação da escala de contraste:*

Obtidos a partir do dispositivo de Alumínio com 10 graus.

Gráfico do Grupo I (1, 2, 3, 4 e 5)

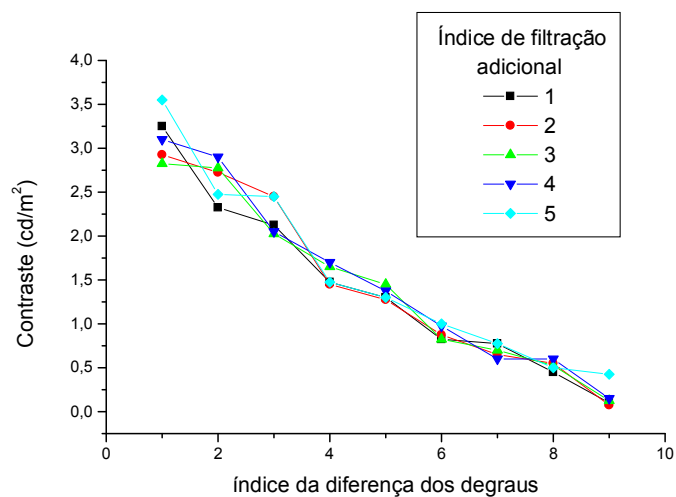


Gráfico 2 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo II (1, 6, 7, 8, 9, 10)

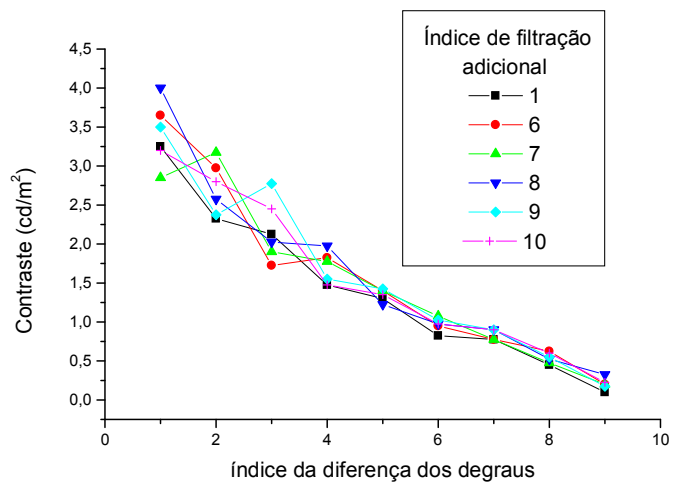


Gráfico 3 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo III (1, 11, 12, 13, 14, 15)

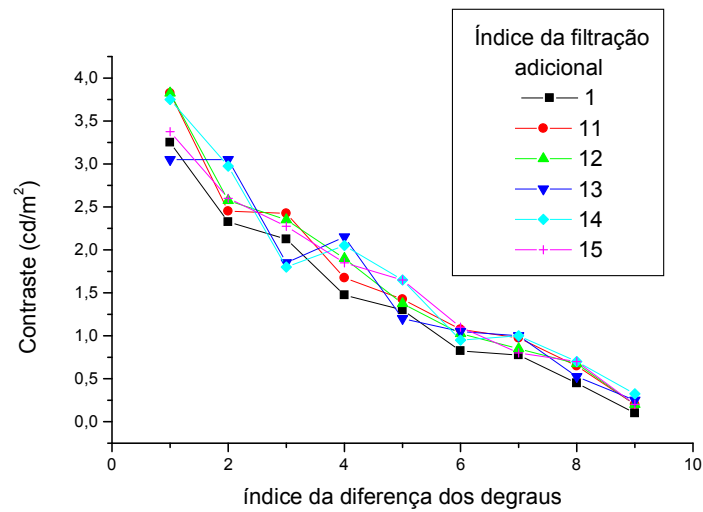


Gráfico 4 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

#### 6.1.1.2 Resultados das Dosimetrias

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) para cada filtração adicional. Ver Figura 40, Anexo B, página 139.

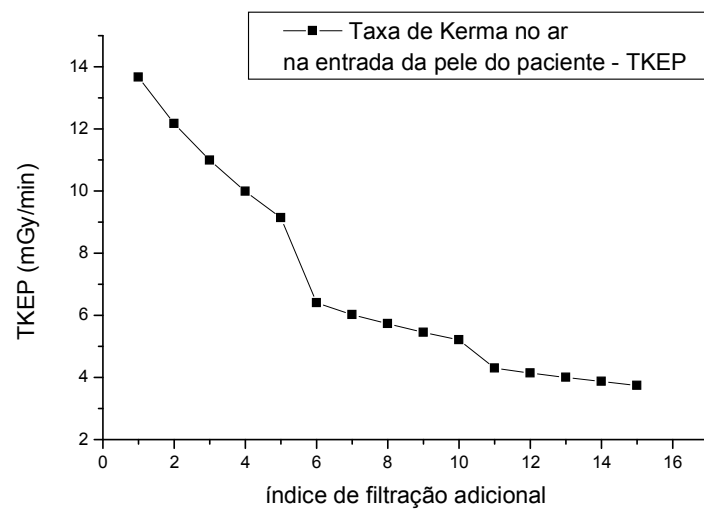


Gráfico 5 – TKEP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Tubo Intensificador de Imagem para cada filtração adicional.

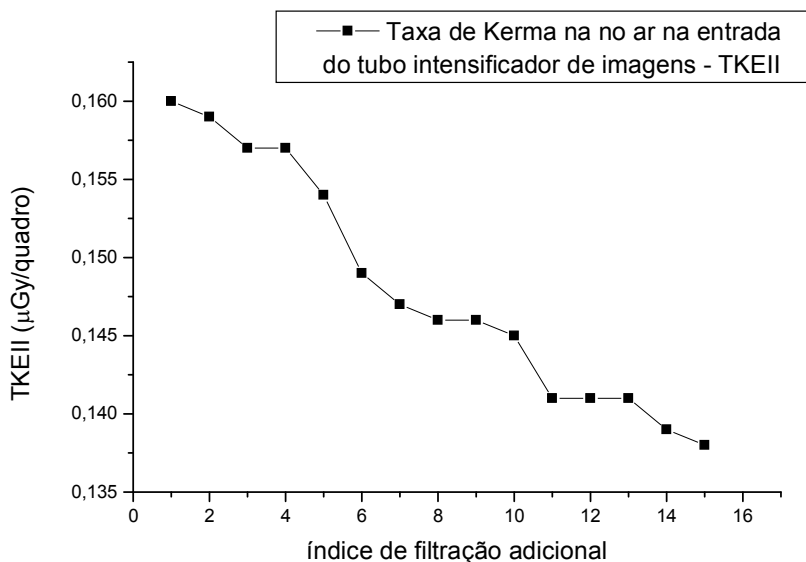


Gráfico 6 – TKEII versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm na posição do médico hemodinamicista para cada filtração adicional.

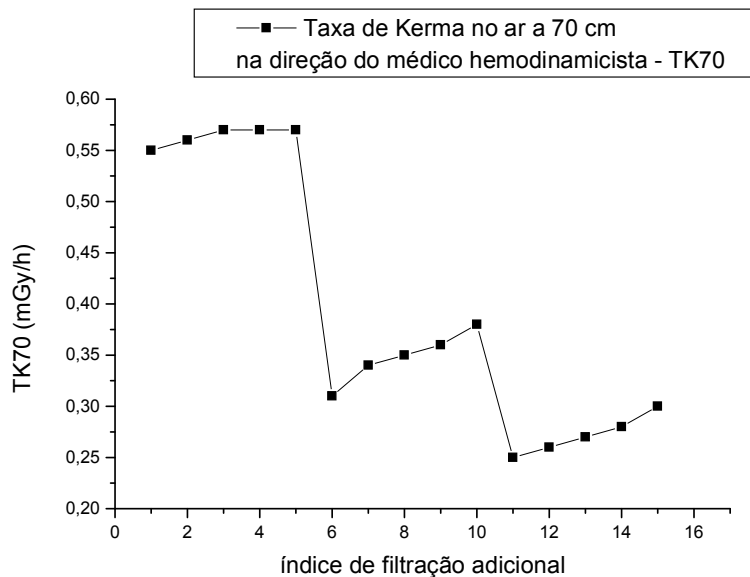


Gráfico 7 – TK70 versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Razão do Contraste e Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente para os diferentes filtros adicionais. Este gráfico foi obtido somente para fluoroscopia do equipamento do HUSM, pois se utilizou o fotômetro para as medições do valor do sinal e ruído.

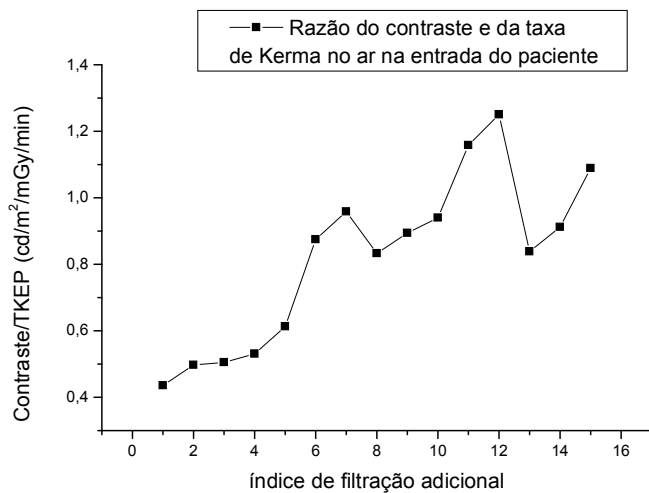


Gráfico 8 – Razão do Contraste pela TKEP versus índice de filtração adicional.

## 6.1.2 Grafia

### 6.1.2.1 Resultados das Imagens

As medidas realizadas nas imagens foram adquiridas com o software *ImageJ*.

#### 6.1.2.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR)

Gráfico RSR para cada filtração adicional.

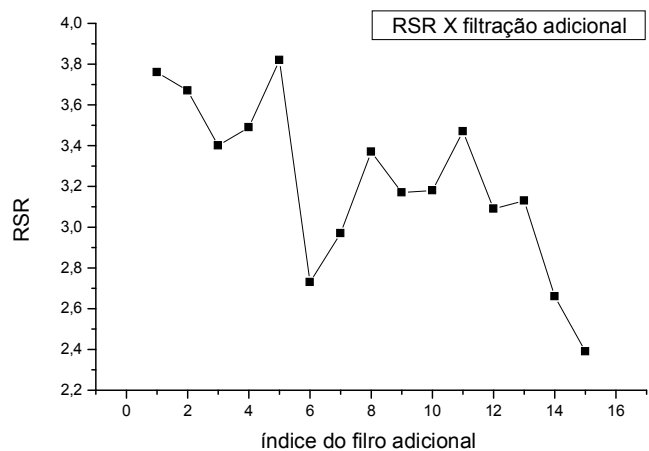


Gráfico 9 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional.

### 6.1.2.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por *Threshold*

Os números das imagens referem-se ao índice de filtração adicional.

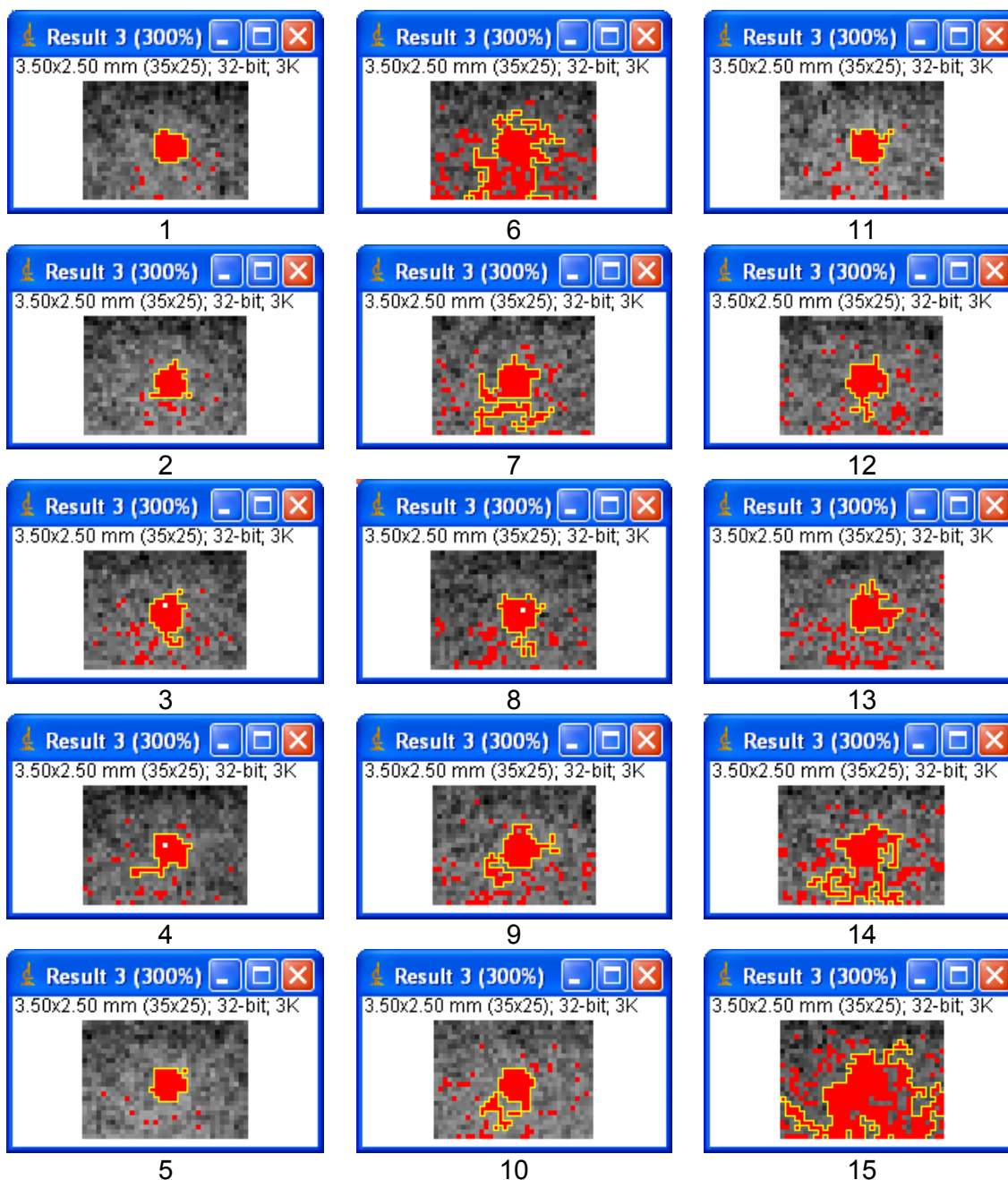


Figura 34 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais.

### 6.1.2.1.3 Avaliação do Cateter e Guia

O Gráfico abaixo demonstra a variação percentual do Contraste e da Relação

Sinal Ruído (RSR) de Baixo Contraste das imagens adquiridas utilizando-se os filtros adicionais em relação à imagem de referência.

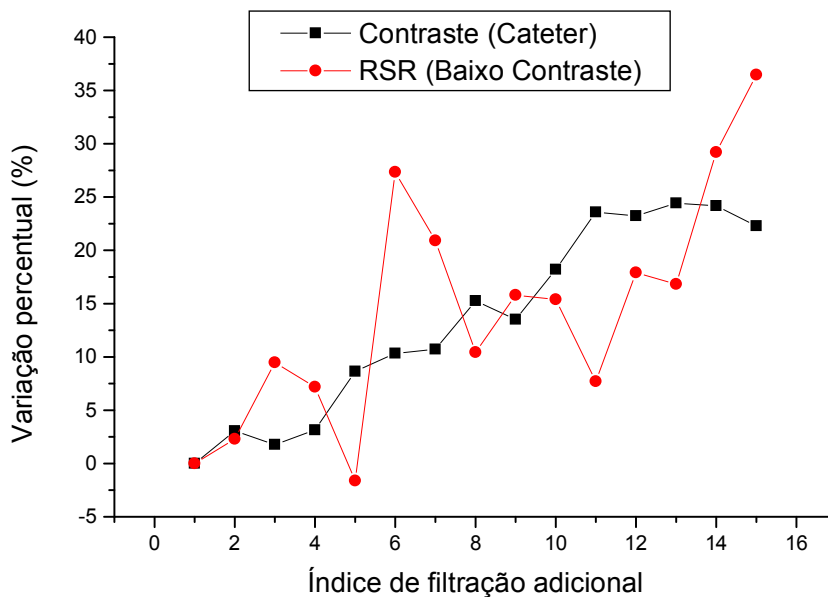


Gráfico 10 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional.

#### 6.1.2.1.4 Avaliação da Resolução Espacial

Foi realizada utilizando-se as imagens do dispositivo de resolução espacial avaliado com o software ImageJ.

A melhor resolução espacial em todas as aquisições foi a do sexto grupo de barras.

#### 6.1.2.1.5 Avaliação da Escala de Contraste

Tabela 10 – Valor médio dos pixels de cada degrau para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional/ Degrau	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	58,491	49,602	41,847	35,652	30,435	26,289	22,95	20,09	17,776	17,526
2	58,75	49,896	42,196	35,949	30,889	26,448	23,155	20,283	17,867	17,719
3	59,248	50,511	42,777	36,664	31,293	27,186	23,754	20,828	18,31	17,986
4	59,534	50,9	43,202	37,175	31,517	27,532	24,023	21,026	18,669	18,33

(cont. Tabela 10)

Índice de filtração adicional/ Degrau	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
5	59,974	51,383	43,87	37,598	32,032	28,096	24,638	21,452	19,036	18,768
6	60,568	52,249	44,624	38,438	32,943	28,754	25,353	21,881	19,355	18,555
7	61,053	52,667	45,197	39,018	33,459	29,191	25,773	22,336	19,466	19,09
8	61,264	53,009	45,465	39,325	33,725	29,475	25,99	22,464	19,888	19,19
9	61,44	53,193	45,831	39,795	34,367	29,788	26,434	22,9	20,194	19,527
10	61,57	53,566	46,032	39,797	34,363	30,131	26,494	23	20,318	19,707
11	62,3	54,274	47,107	40,927	35,617	31,009	27,523	23,661	20,876	20,073
12	62,325	54,714	47,552	41,14	35,879	31,076	27,601	23,93	21,004	20,302
13	62,548	55,115	47,588	41,411	36,073	31,563	28,068	24,275	21,294	20,375
14	62,903	55,092	48,048	41,982	36,599	31,764	28,297	24,615	21,514	20,685
15	63,266	55,59	48,164	42,232	37,035	31,98	28,55	24,819	21,747	20,873

Tabela 11 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
1	8,889	7,755	6,195	5,217	4,146	3,339	2,86	2,314	0,25
2	8,854	7,7	6,247	5,06	4,441	3,293	2,872	2,416	0,148
3	8,737	7,734	6,113	5,371	4,107	3,432	2,926	2,518	0,324
4	8,634	7,698	6,027	5,658	3,985	3,509	2,997	2,357	0,339
5	8,591	7,513	6,272	5,566	3,936	3,458	3,186	2,416	0,268
6	8,319	7,625	6,186	5,495	4,189	3,401	3,472	2,526	0,8
7	8,386	7,47	6,179	5,559	4,268	3,418	3,437	2,87	0,376
8	8,255	7,544	6,14	5,6	4,25	3,485	3,526	2,576	0,698
9	8,247	7,362	6,036	5,428	4,579	3,354	3,534	2,706	0,667
10	8,004	7,534	6,235	5,434	4,232	3,637	3,494	2,682	0,611
11	8,026	7,167	6,18	5,31	4,608	3,486	3,862	2,785	0,803
12	7,611	7,162	6,412	5,261	4,803	3,475	3,671	2,926	0,702
13	7,433	7,527	6,177	5,338	4,51	3,495	3,793	2,981	0,919
14	7,811	7,044	6,066	5,383	4,835	3,467	3,682	3,101	0,829
15	7,676	7,426	5,932	5,197	5,055	3,43	3,731	3,072	0,874

O Contraste foi definido como a diferença de densidade entre degraus adjacentes para cada um dos índices de filtração adicional.

Gráfico do Grupo I (1, 2, 3, 4 e 5).



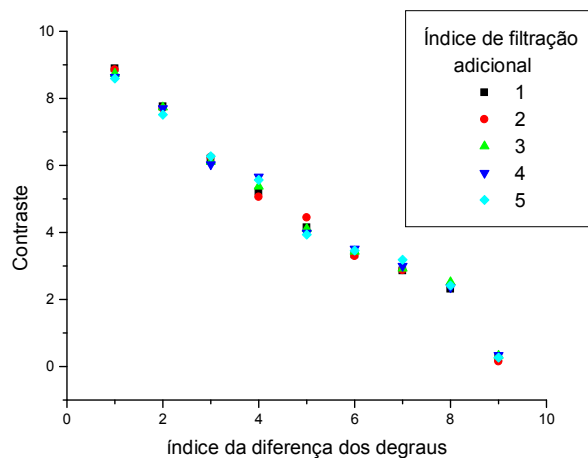


Gráfico 11 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo II (1, 6, 7, 8, 9, 10).

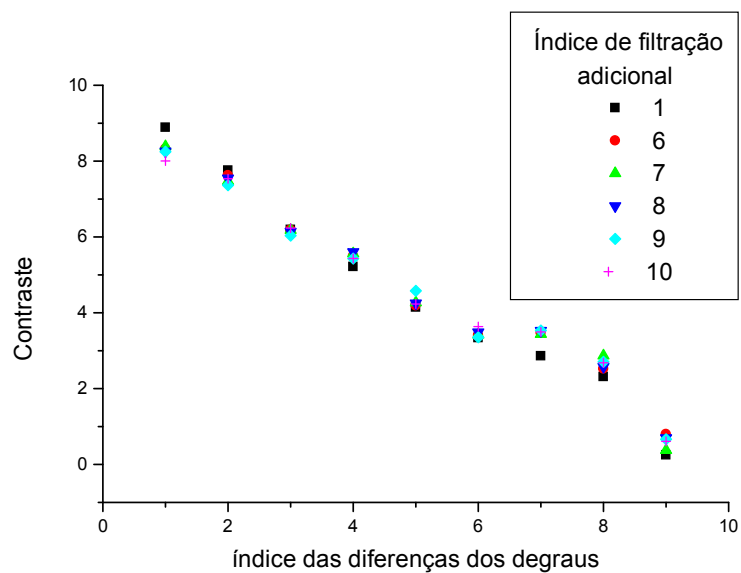


Gráfico 12 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo III (1, 11, 12, 13, 14 e 15).

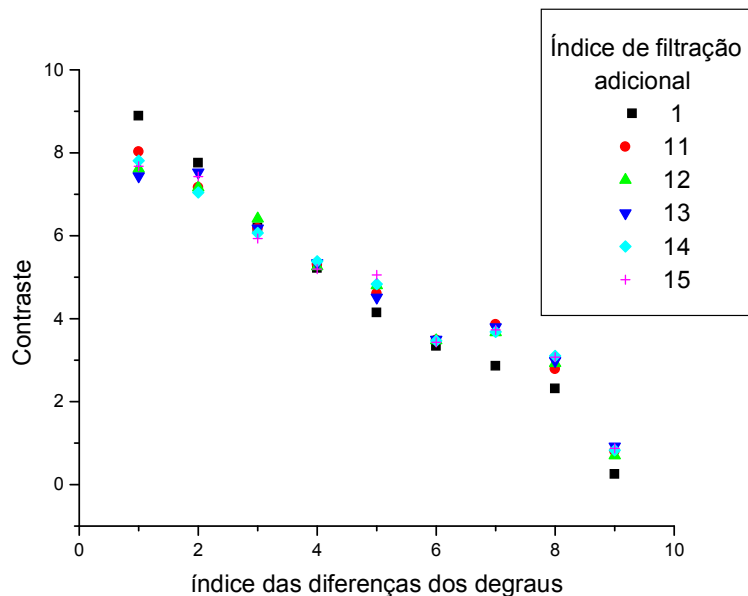


Gráfico 13 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

#### 6.1.2.2 Resultados das Dosimetrias

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) para cada filtração adicional.

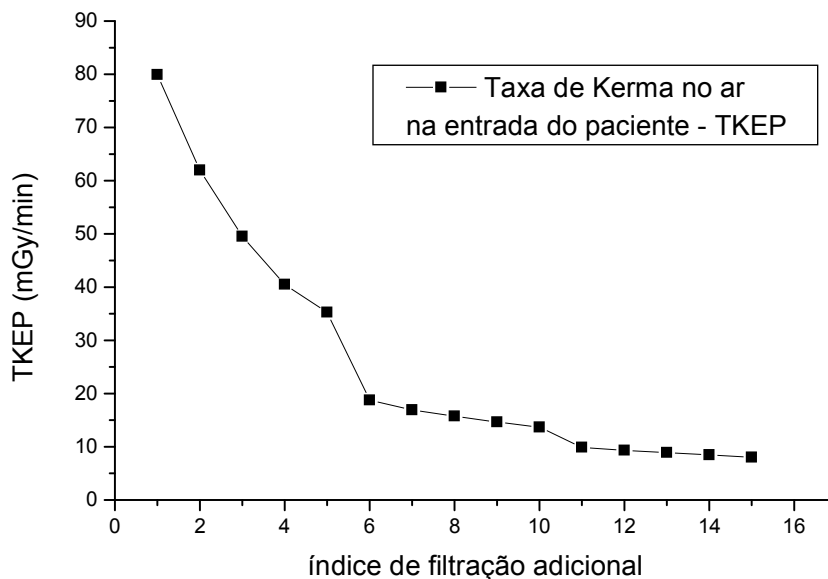


Gráfico 14 – TKEP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Tubo Intensificador de Imagem para cada filtração adicional.

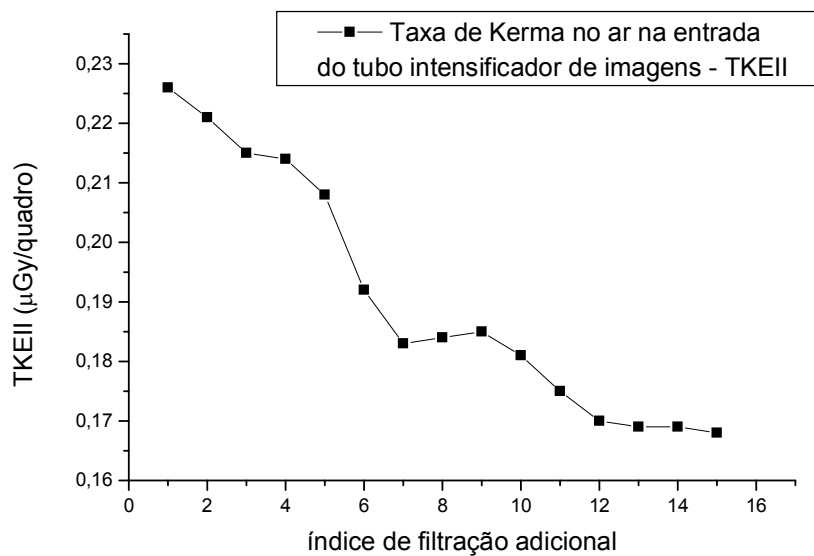


Gráfico 15 – TKEII versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm na posição do médico hemodinamicista para cada filtração adicional.

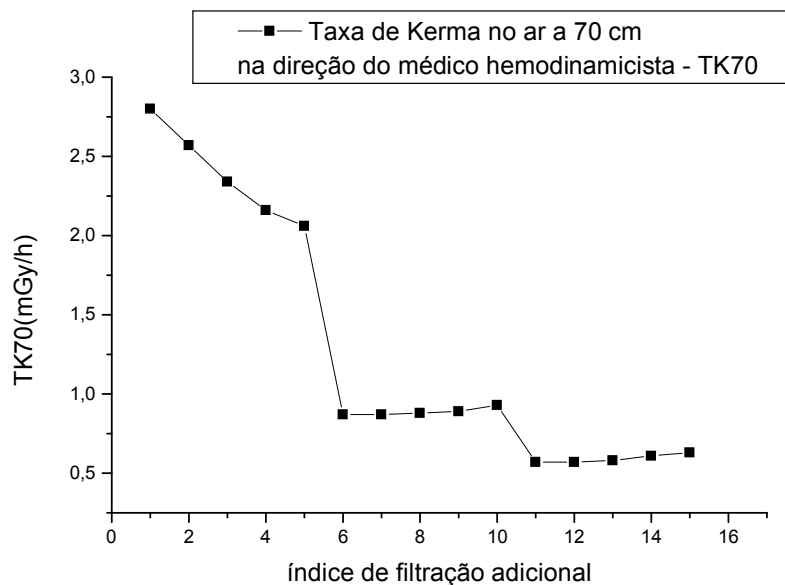


Gráfico 16 – TK70 versus índice de filtração adicional.

### 6.1.2.3 Figura de Mérito

Gráfico  $(RSR^2)/TKEP$  para cada filtração adicional.

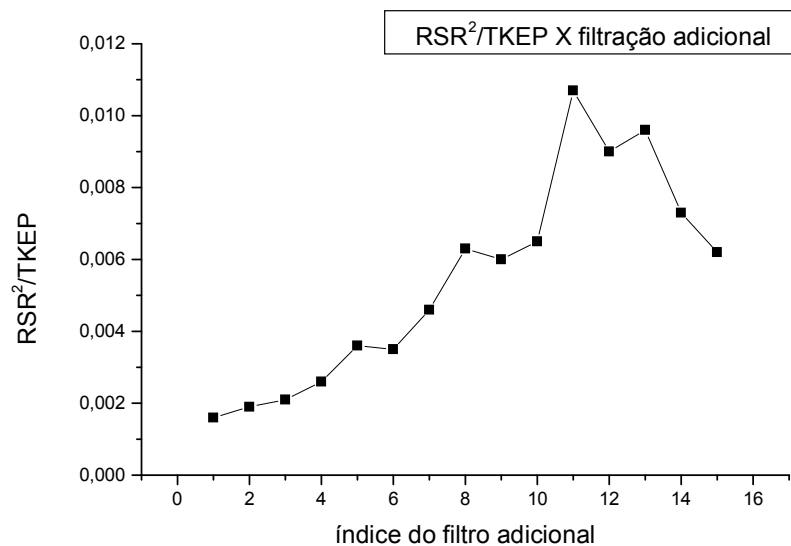


Gráfico 17 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional.

#### 6.1.2.4 Aquecimento do Tubo de Raios X

A Tabela abaixo, foi obtida a partir das referências do item 3.8.1, página 36.

Tabela 12 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional.

Índice de filtração adicional	FLUOROSCOPIA					GRAFIA					Percentual de aquecimento adicional (%)
	kV	mA	W	HU	Percentual de aquecimento adicional (%)	kV	mA	ms	W	HU	
1	70	6,6	462,00	646,80	0,00	58	300	5	1305,00	1827,00	0,00
2	70	6,8	476,00	666,40	3,03	58	300	5	1305,00	1827,00	0,00
3	71	6,9	489,90	685,86	6,04	59	300	5	1327,50	1858,50	1,72
4	71	7	497,00	695,80	7,58	59	300	5	1327,50	1858,50	1,72
5	72	7,2	518,40	725,76	12,21	60	300	5	1350,00	1890,00	3,45
6	73	7,4	540,20	756,28	16,93	61	327	5	1496,03	2094,44	14,64
7	73	7,5	547,50	766,50	18,51	61	335	5	1532,63	2145,68	17,44
8	74	7,6	562,40	787,36	21,73	62	343	5	1594,95	2232,93	22,22
9	74	7,7	569,80	797,72	23,33	62	353	5	1641,45	2298,03	25,78
10	75	7,9	592,50	829,50	28,25	62	361	5	1678,65	2350,11	28,63
11	76	8,1	615,60	861,84	33,25	63	387	6	1828,58	2560,01	40,12
12	76	8,1	615,60	861,84	33,25	64	394	5	1891,20	2647,68	44,92
13	77	8,3	639,10	894,74	38,33	64	403	5	1934,40	2708,16	48,23
14	78	8,4	655,20	917,28	41,82	64	411	5	1972,80	2761,92	51,17
15	78	8,5	663,00	928,20	43,51	65	420	5	2047,50	2866,50	56,90

### 6.1.3 Monitoração Individual

Utilizou-se os dosímetros de Teste 1 e 2 durante os procedimentos de cateterismo cardíaco, totalizando 80 minutos de exposição aos raios X. Este dosímetro foi utilizado pelos médicos hemodinamicistas do Serviço de Hemodinâmica do HUSM, na altura do tórax sobre o avental plumbífero.

Estes dosímetros foram enviados à empresa responsável pela leitura, que enviou o relatório de dose. A soma da dose total medida pelos dois dosímetros foi de 2 mSv.

$$\text{Taxa Dose Efetiva}(mSv/h) = \frac{\text{Dose Efetiva}(mSv)}{1,33h}$$

$$\text{Taxa Dose Efetiva}(mSv/h) = \frac{2mSv}{1,33h} = 1,5mSv/h$$

A TK70 para o índice de filtração adicional 1 para fluoroscopia foi de 0,55 mGy/h e para grafia de 2,8 mGy/h, onde pode calcular:

$$TK70_{TOTAL} (mGy/min) = \left(0,55 \times \frac{4}{5}\right)_{FLUOR.} + \left(2,8 \times \frac{1}{5}\right)_{GRAFIA}$$

$$TK70_{TOTAL} (mGy/h) = 0,44 + 0,56 = 1 mGy/h$$

Com esta dose pode calcular o Fator de Relação, de acordo com a equação abaixo:

$$\text{Fator de Relação} = \frac{1,5mSv/h}{1mGy/h}$$

$$\text{Fator de Relação} = 1,5mSv/mGy$$

## 6.2 Equipamento de Hemodinâmica do HEMOCOR

### 6.2.1 Fluoroscopia

#### 6.2.1.1 Resultados das Imagens

As medidas realizadas nas imagens foram adquiridas com o software *ImageJ*.

### 6.2.1.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR)

Gráfico RSR para cada filtração adicional.

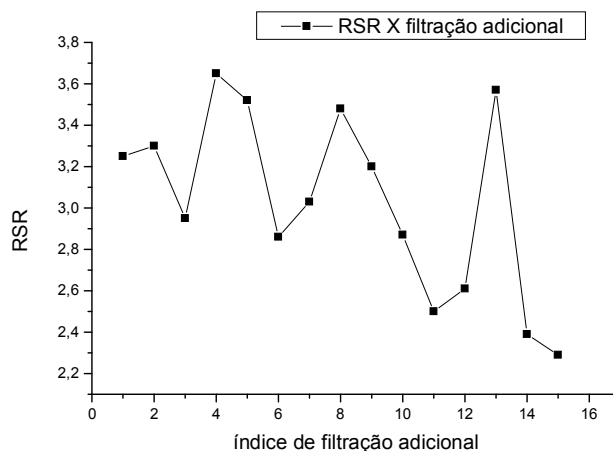
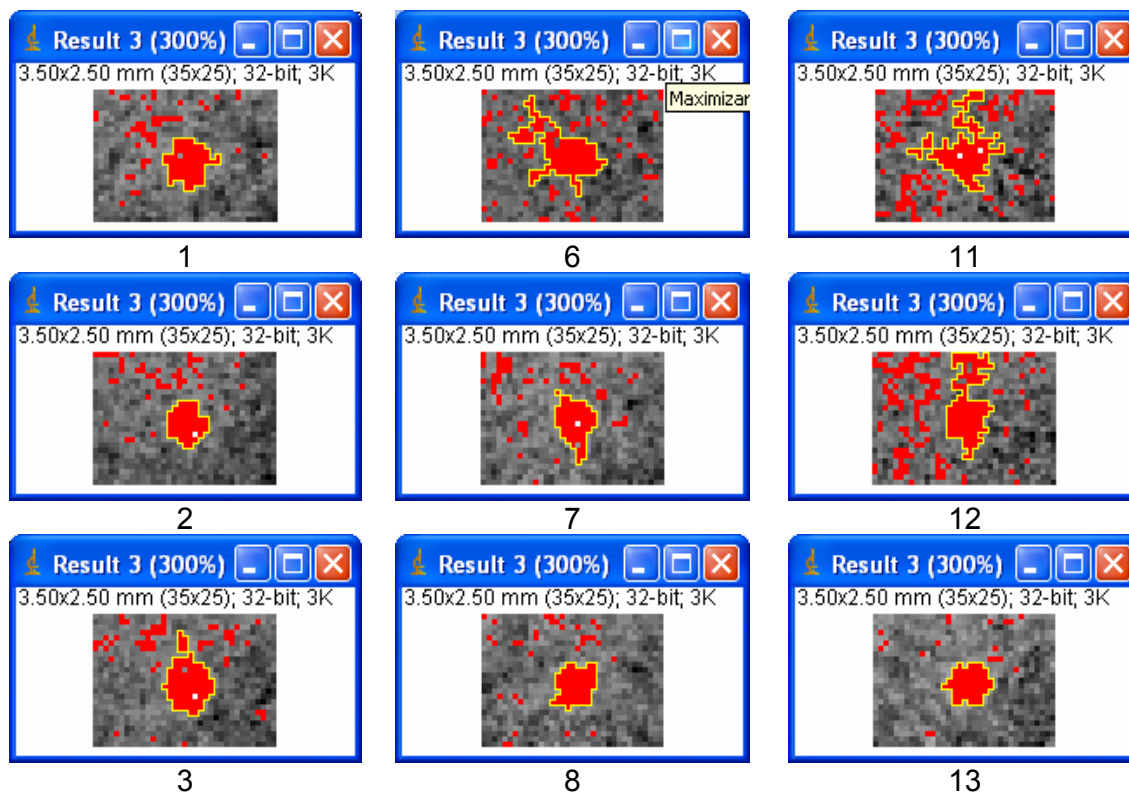


Gráfico 18 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional.

### 6.2.1.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por *Threshold*

Os números das imagens referem-se ao índice de filtração adicional.



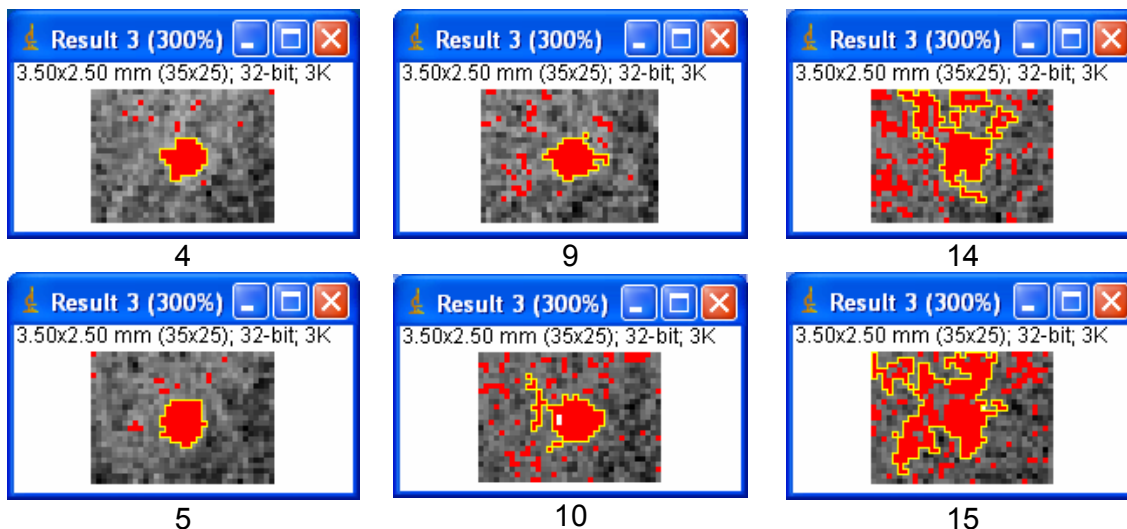


Figura 35 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais.

#### 6.2.1.1.3 Avaliação do Cateter e Guia

O Gráfico abaixo demonstra a variação percentual do Contraste e da Relação Sinal Ruído (RSR) de Baixo Contraste das imagens adquiridas utilizando-se os filtros adicionais em relação à imagem de referência.

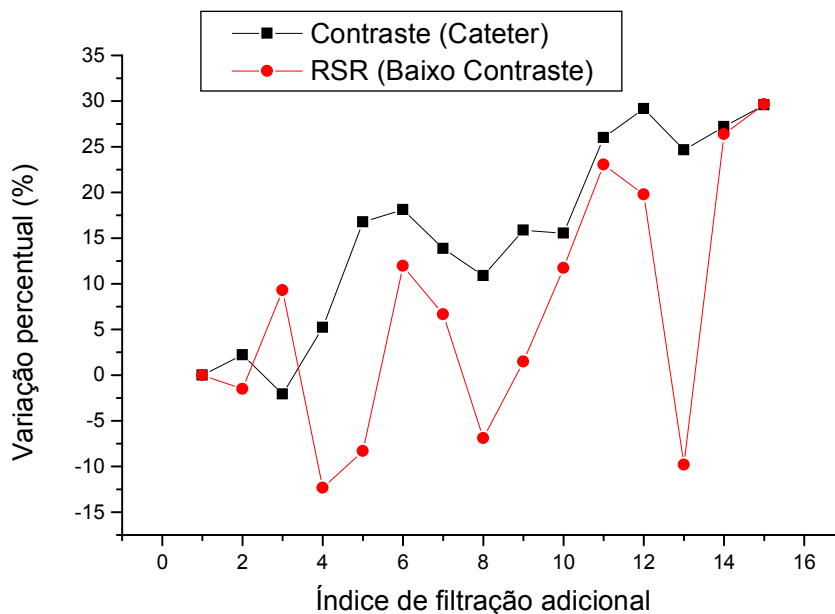


Gráfico 19 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional.

#### 6.2.1.1.4 Avaliação da Resolução Espacial

Foi realizada utilizando-se as imagens do dispositivo de resolução espacial avaliado com o software ImageJ.

A melhor resolução espacial em todas as aquisições foi a do sétimo grupo

#### 6.2.1.1.5 Avaliação da Escala de Contraste

Tabela 13 – Valor médio dos pixels de cada degrau para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Degrau	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	122,86	118,649	110,192	102,309	94,641	85,543	76,928	69,482	63,157	56,101
2	123,115	118,214	110,003	103,352	95,261	85,981	77,347	70,109	62,98	55,677
3	123,545	118,673	110,071	103,263	96,044	86,831	77,785	70,403	63,851	56,847
4	121,755	117,687	109,069	101,977	95,093	86,517	77,528	69,909	64	57,077
5	121,672	117,388	108,965	102,671	94,704	86,165	77,345	70,65	64,225	56,528
6	121,589	118,073	109,578	102,91	96,151	87,773	78,837	71,852	65,121	58,118
7	122,603	118,731	110,975	104,954	97,417	88,899	80,504	73,532	66,427	59,809
8	121,007	117,623	109,171	103,409	96,507	88,481	79,493	72,501	65,205	58,7
9	121,319	117,425	109,423	102,673	96,205	88,353	79,575	72,317	65,202	59,109
10	120,976	117,876	110,34	103,701	96,668	88,634	79,669	73,142	66,56	59,699
11	122,072	118,664	110,669	105,092	97,977	90,494	81,911	74,935	67,907	61,238
12	121,013	117,513	110,521	104,388	97,536	89,874	81,921	74,354	66,993	61,473
13	120,966	118,471	110,789	104,701	97,936	90,585	81,763	74,877	68,255	61,023
14	121,249	118,139	110,744	105,688	98,44	90,547	82,355	75,028	68,775	62,36
15	121,394	118,225	111,105	105,093	98,479	91,077	81,837	75,63	69,108	62,036

Tabela 14 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional /Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
1	4,211	8,457	7,883	7,668	9,098	8,615	7,446	6,325	7,056
2	4,901	8,211	6,651	8,091	9,28	8,634	7,238	7,129	7,303
3	4,872	8,602	6,808	7,219	9,213	9,046	7,382	6,552	7,004
4	4,068	8,618	7,092	6,884	8,576	8,989	7,619	5,909	6,923
5	4,284	8,423	6,294	7,967	8,539	8,82	6,695	6,425	7,697
6	3,516	8,495	6,668	6,759	8,378	8,936	6,985	6,731	7,003



(cont. Tabela 14)

Índice de filtração adicional /Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
7	3,872	7,756	6,021	7,537	8,518	8,395	6,972	7,105	6,618
8	3,384	8,452	5,762	6,902	8,026	8,988	6,992	7,296	6,505
9	3,894	8,002	6,75	6,468	7,852	8,778	7,258	7,115	6,093
10	3,1	7,536	6,639	7,033	8,034	8,965	6,527	6,582	6,861
11	3,408	7,995	5,577	7,115	7,483	8,583	6,976	7,028	6,669
12	3,5	6,992	6,133	6,852	7,662	7,953	7,567	7,361	5,52
13	2,495	7,682	6,088	6,765	7,351	8,822	6,886	6,622	7,232
14	3,11	7,395	5,056	7,248	7,893	8,192	7,327	6,253	6,415
15	3,169	7,12	6,012	6,614	7,402	9,24	6,207	6,522	7,072

O Contraste foi definido como a diferença de densidade entre degraus adjacentes para cada um dos índices de filtração adicional.

Gráfico do Grupo I (1, 2, 3, 4 e 5)

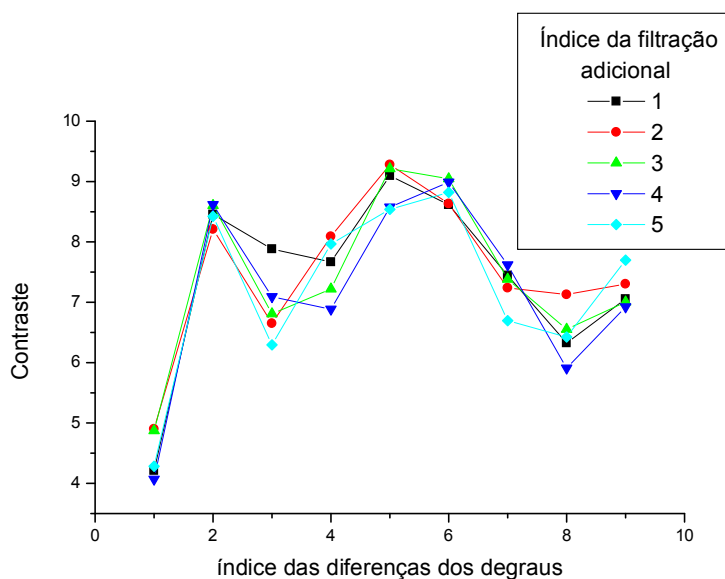


Gráfico 20 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo II (1, 6, 7, 8, 9, 10).

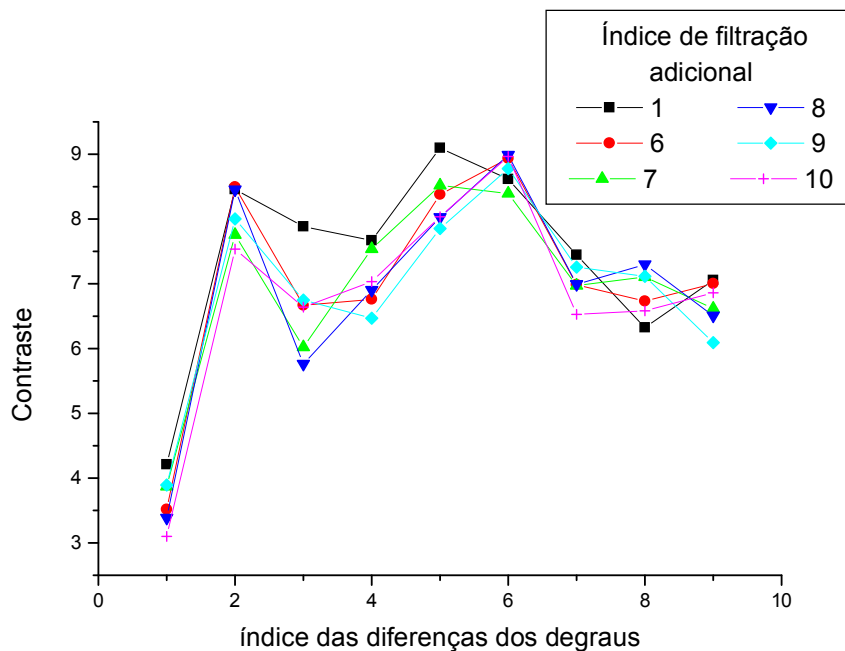


Gráfico 21 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo III (1, 11, 12, 13, 14 e 15).

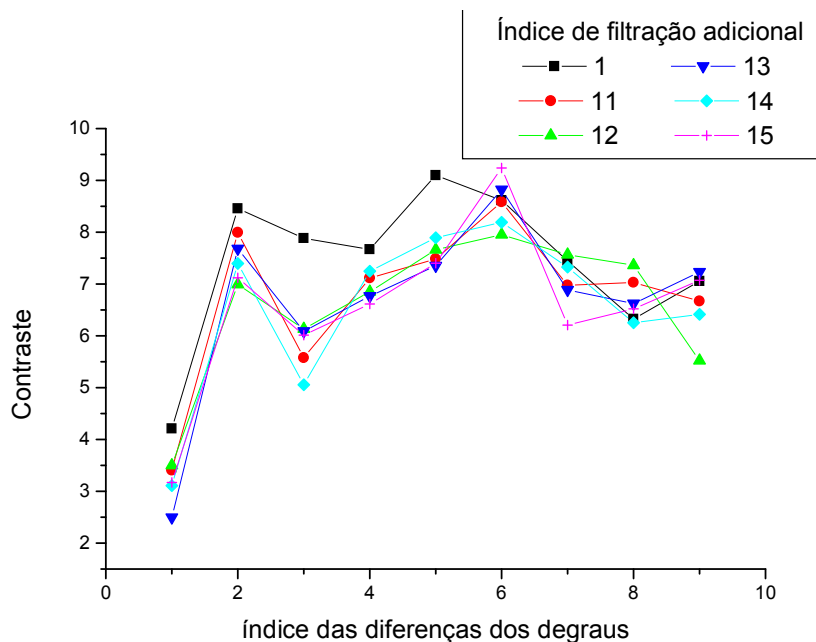


Gráfico 22 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

### 6.2.1.2 Resultados das Dosimetrias

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) para cada filtração adicional

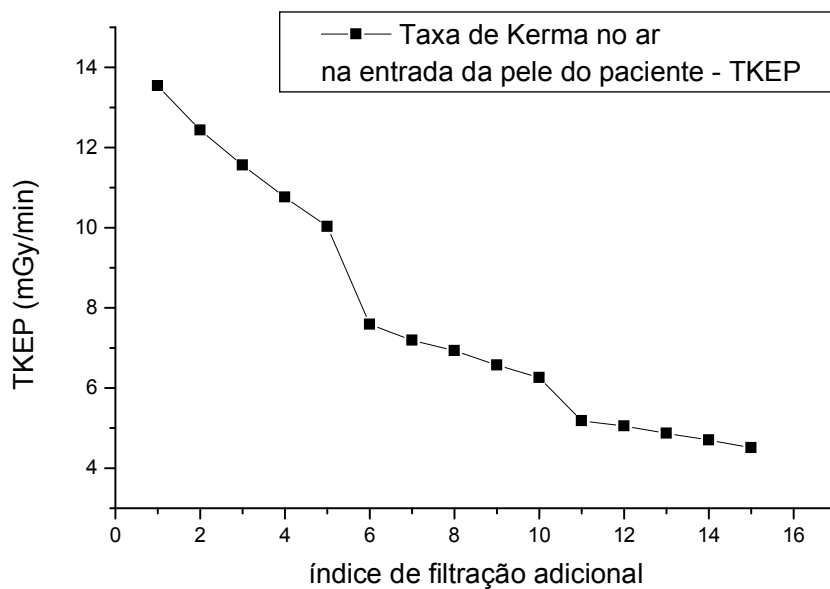


Gráfico 23 – TKEP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Detector Plano para cada filtração adicional

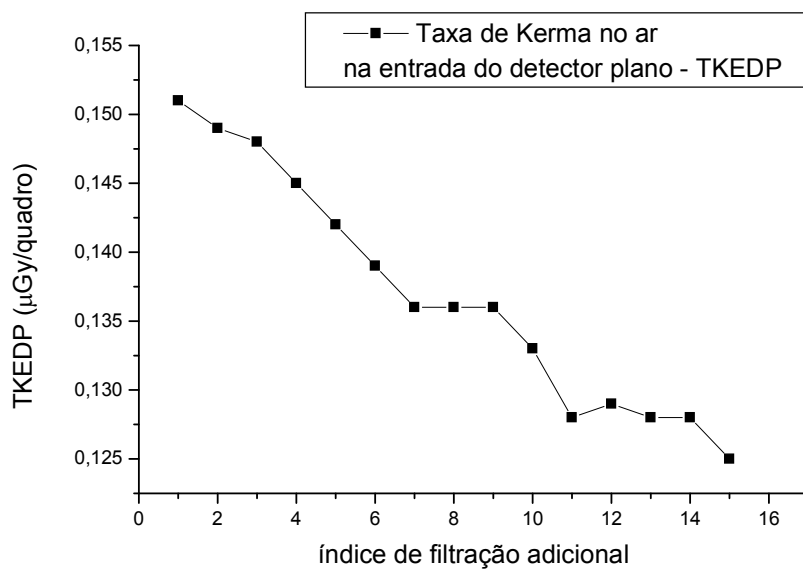


Gráfico 24 – TKEDP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no ar a 70 cm na posição do médico hemodinamicista para cada filtração adicional.

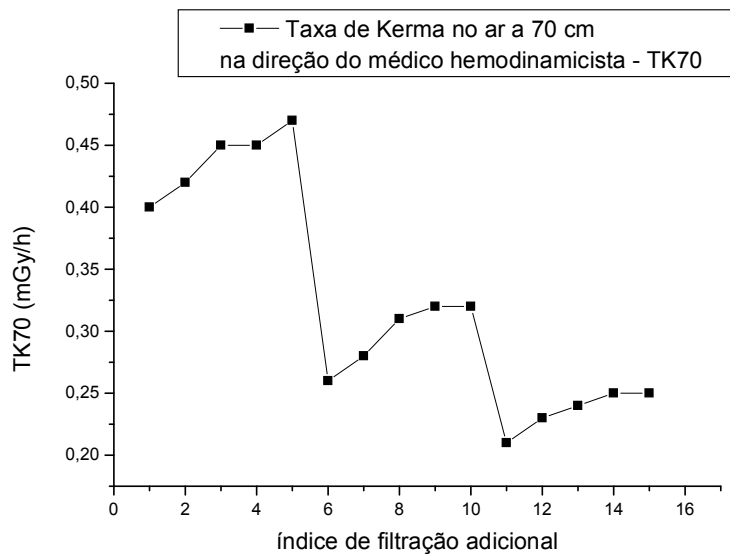


Gráfico 25 – TK70 versus índice de filtração adicional.

### 6.2.1.3 Figura de Mérito

Gráfico  $(RSR^2)/TKEP$  para cada filtração adicional

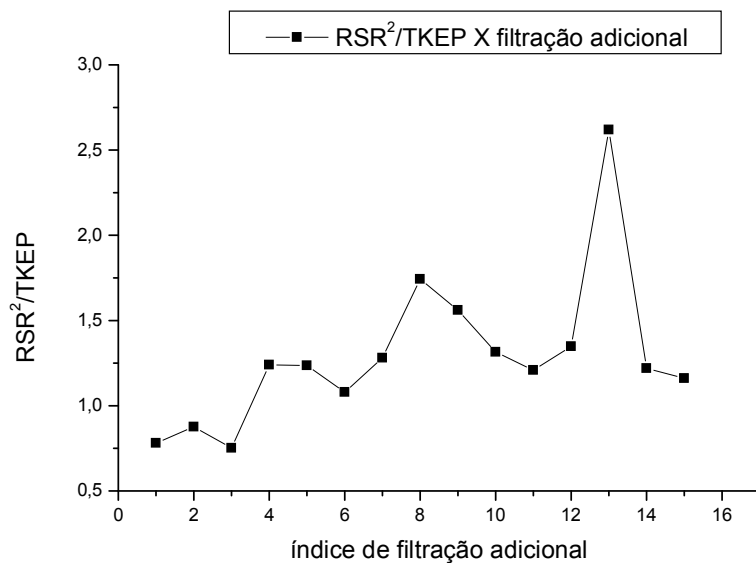


Gráfico 26 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional.

## 6.2.2 Grafia

### 6.2.2.1 Resultados das Imagens

As medidas realizadas nas imagens foram adquiridas com o software *ImageJ*.

#### 6.2.2.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR)

Gráfico RSR para cada filtração adicional.

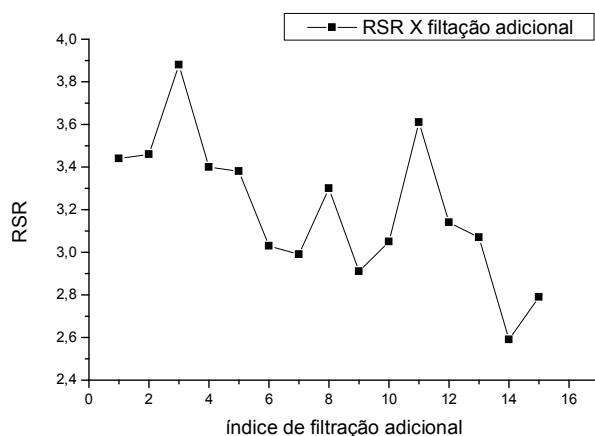
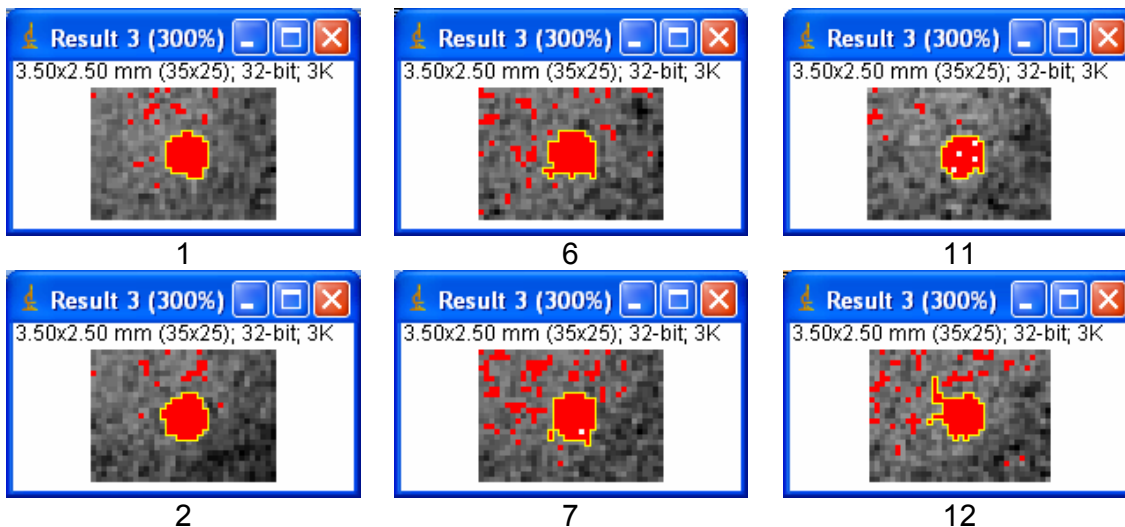


Gráfico 27 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional.

#### 6.2.2.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por *Threshold*

Os números das imagens referem-se ao índice de filtração adicional.



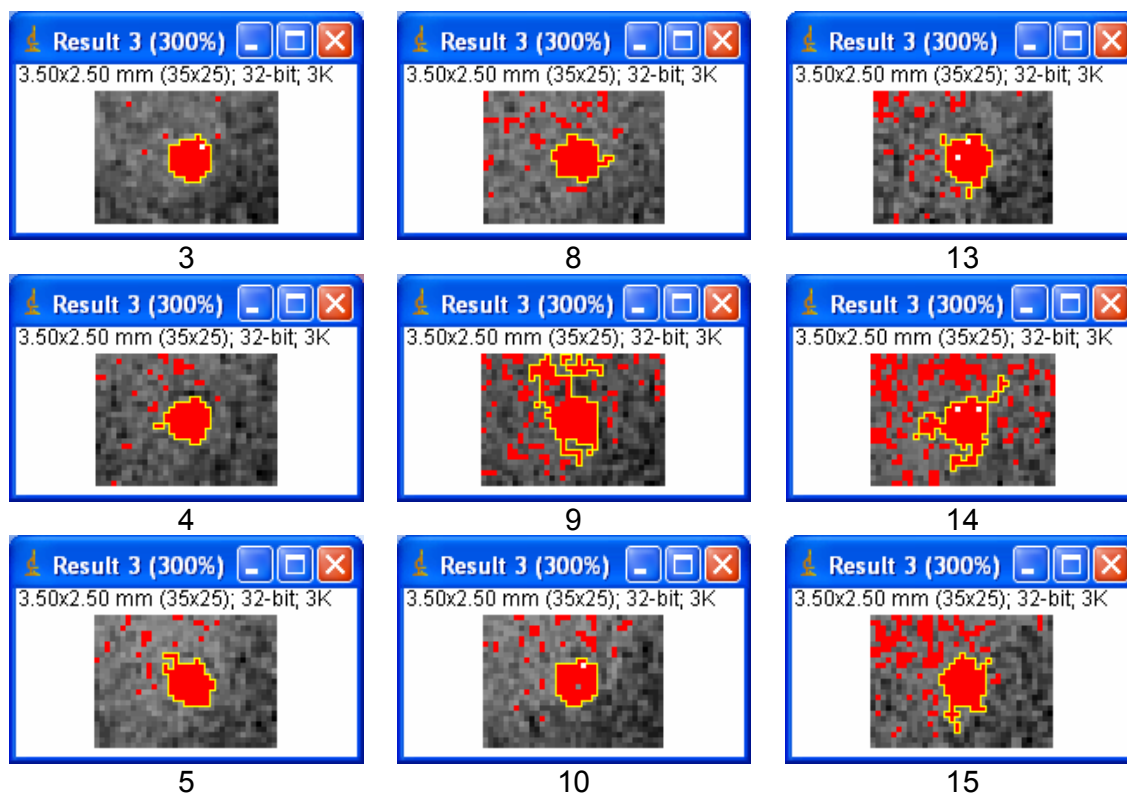


Figura 36 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais.

#### 6.2.2.1.3 Avaliação do Cateter e Guia

O Gráfico abaixo demonstra a variação percentual do Contraste e da Relação Sinal Ruído (RSR) de Baixo Contraste das imagens adquiridas utilizando-se os filtros adicionais em relação à imagem de referência.

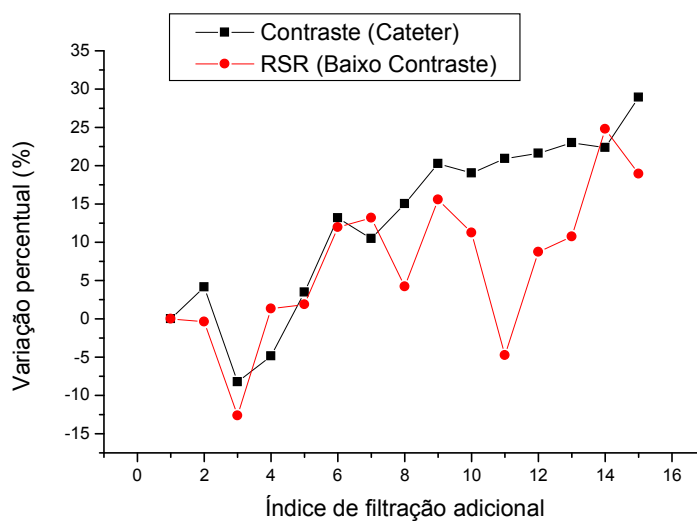


Gráfico 28 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional.

#### 6.2.2.1.4 Avaliação da Resolução Espacial

Foi realizada utilizando-se as imagens do dispositivo de resolução espacial avaliado com o software ImageJ.

A melhor resolução espacial em todas as aquisições foi a do oitavo grupo.

#### 6.2.2.1.5 Avaliação da Escala de Contraste

Tabela 15 – Valor médio dos pixels de cada degrau para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Degrau	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	116,493	113,032	104,744	98,526	90,736	81,371	72,169	65,194	59,018	52,062
2	116,55	113,36	104,891	98,427	81,339	89,981	72,343	65,453	59,254	52,404
3	117,112	114,081	105,126	98,956	90,874	82,193	72,671	66,334	60,253	53,076
4	116,041	113,311	104,763	98,3	90,307	81,733	72,35	65,761	59,757	53,035
5	115,629	112,664	104,411	98,601	90,476	81,785	72,583	66,161	59,937	53,081
6	115,069	112,466	105,168	99,149	92,086	83,439	73,691	67,121	61,163	54,366
7	114,376	112,155	104,385	98,821	91,24	82,727	73,26	66,565	60,091	53,09
8	114,376	112,331	104,661	98,929	91,923	83,223	73,311	66,478	60,233	53,923
9	115,5	113,549	106,067	100,562	93,093	84,559	75,776	68,432	61,992	55,479
10	114,506	112,991	105,103	99,545	92,307	83,763	74,423	67,629	60,637	53,648
11	116,378	113,289	106,023	100,633	93,972	85,485	76,453	68,95	62,469	55,316
12	115,321	112,257	105,349	99,694	93,222	84,224	75,367	67,733	61,375	54,299
13	115,727	112,566	105,752	100,303	93,913	85,965	76,666	69,057	62,693	55,033
14	115,457	112,48	105,513	99,963	93,685	85,046	76,113	69,115	61,797	55,008
15	115,631	112,993	106,083	100,925	94,474	86,189	77,115	69,659	62,921	55,611

Tabela 16 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
1	3,461	8,288	6,218	7,79	9,365	9,202	6,975	6,176	6,956
2	3,19	8,469	6,464	17,088	-8,642	17,638	6,89	6,199	6,85
3	3,031	8,955	6,17	8,082	8,681	9,522	6,337	6,081	7,177
4	2,73	8,548	6,463	7,993	8,574	9,383	6,589	6,004	6,722
5	2,965	8,253	5,81	8,125	8,691	9,202	6,422	6,224	6,856
6	2,603	7,298	6,019	7,063	8,647	9,748	6,57	5,958	6,797

(cont. Tabela 16)

Contraste/ Índice de filtração adicional	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
7	2,221	7,77	5,564	7,581	8,513	9,467	6,695	6,474	7,001
8	2,045	7,67	5,732	7,006	8,7	9,912	6,833	6,245	6,31
9	1,951	7,482	5,505	7,469	8,534	8,783	7,344	6,44	6,513
10	1,515	7,888	5,558	7,238	8,544	9,34	6,794	6,992	6,989
11	3,089	7,266	5,39	6,661	8,487	9,032	7,503	6,481	7,153
12	3,064	6,908	5,655	6,472	8,998	8,857	7,634	6,358	7,076
13	3,161	6,814	5,449	6,39	7,948	9,299	7,609	6,364	7,66
14	2,977	6,967	5,55	6,278	8,639	8,933	6,998	7,318	6,789
15	2,638	6,91	5,158	6,451	8,285	9,074	7,456	6,738	7,31

O Contraste foi definido como a diferença de densidade entre degraus adjacentes para cada um dos índices de filtração adicional.

Gráfico do Grupo I (1, 2, 3, 4 e 5).

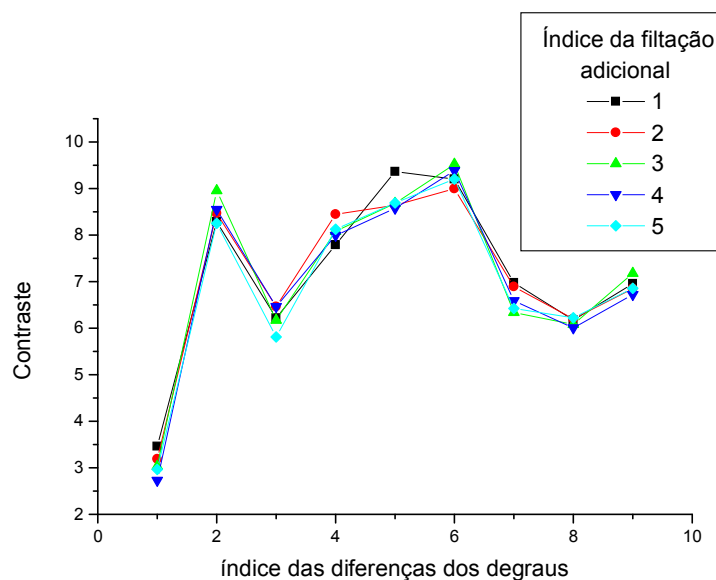


Gráfico 29 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo II (1, 6, 7, 8, 9, 10).



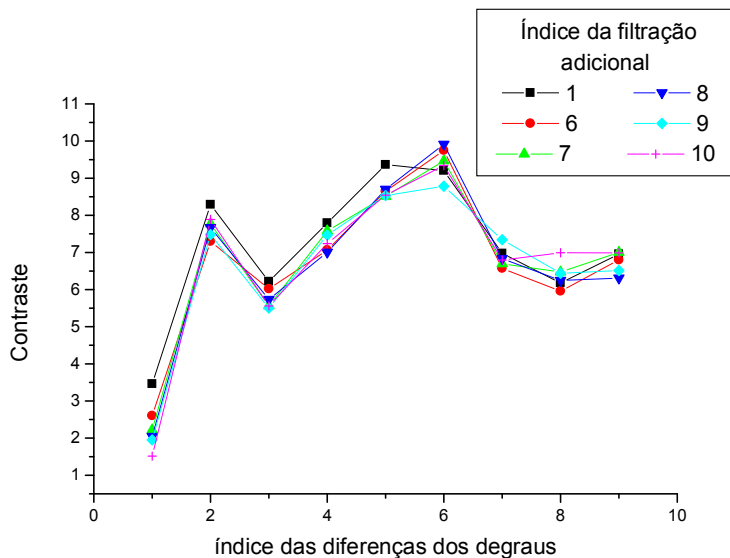


Gráfico 30 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo III (1, 11, 12, 13, 14 e 15).

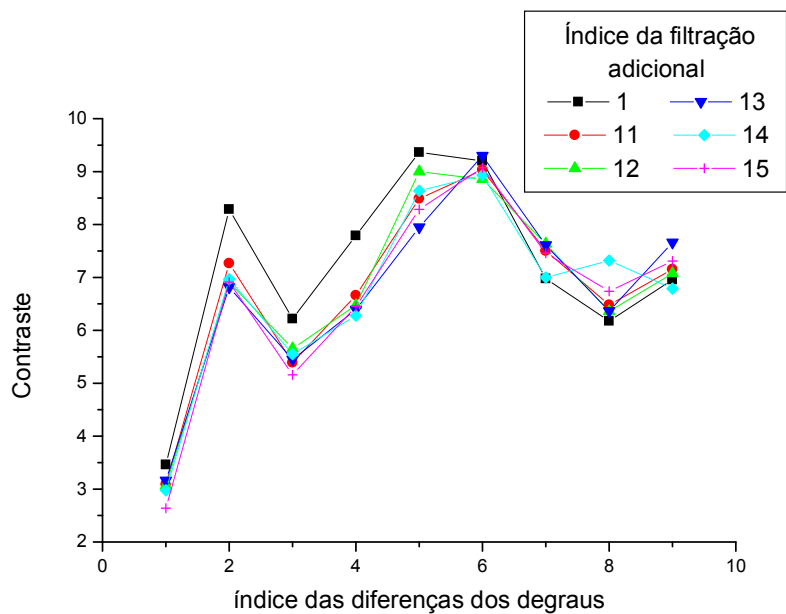


Gráfico 31 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

#### 6.2.2.2 Resultados das Dosimetrias

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) para cada filtração adicional.

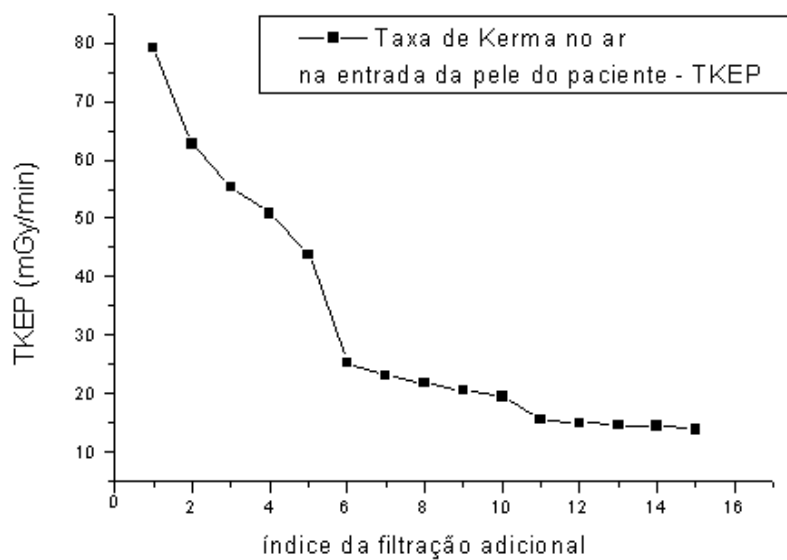


Gráfico 32 – TKEP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Detector Plano para cada filtração adicional.

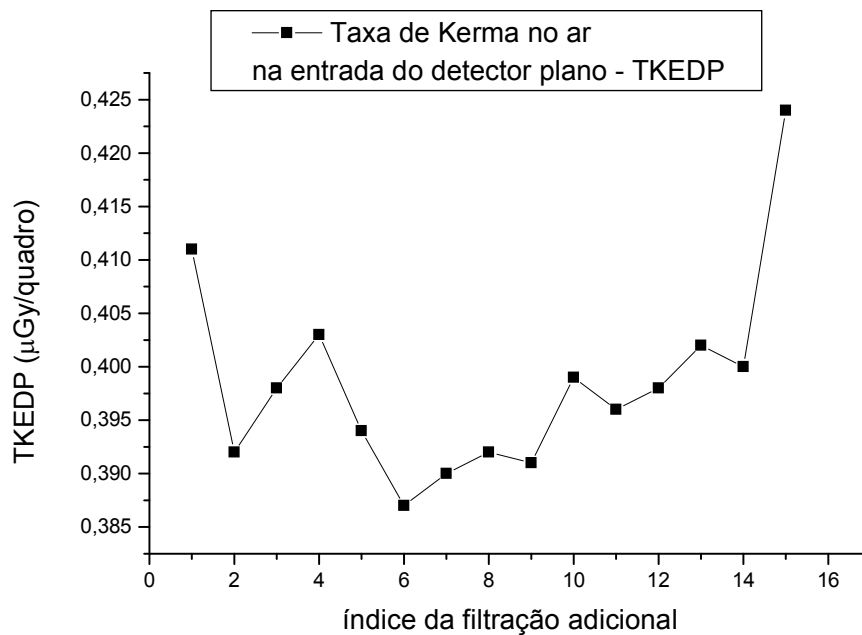


Gráfico 33 – TKEDP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm na posição do médico hemodinamicista para cada filtração adicional.

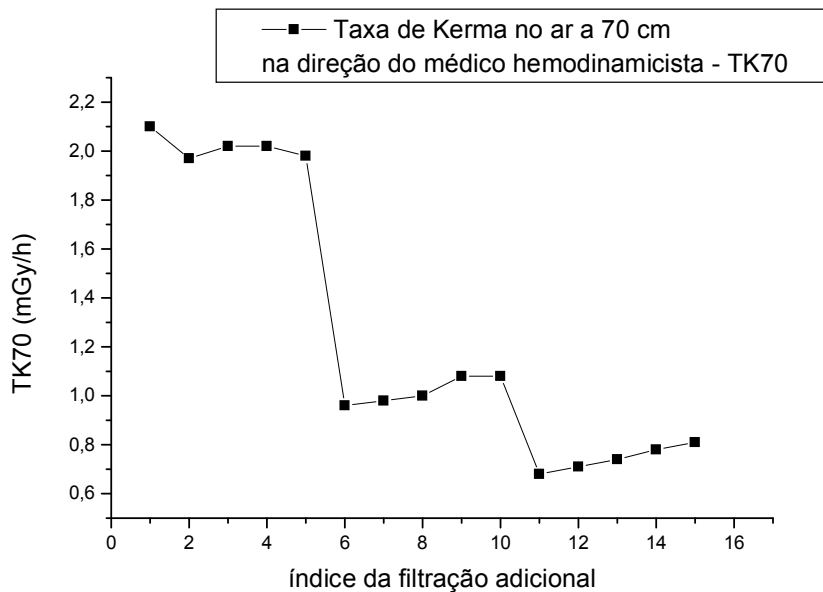


Gráfico 34 – TK70 versus índice de filtração adicional.

### 6.2.2.3 Figura de Mérito

Gráfico  $(RSR^2)/TKEP$  para cada filtração adicional.

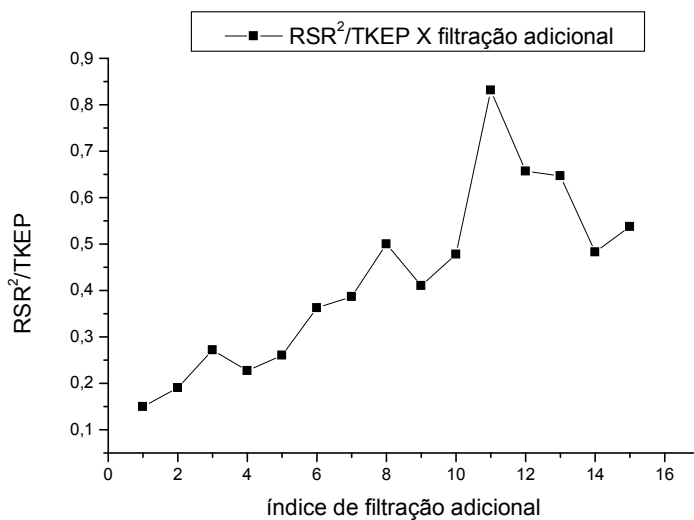


Gráfico 35 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional.

### 6.2.2.4 Aquecimento do Tubo de Raios X

A Tabela abaixo, foi obtida a partir das referências do item 3.8.1.

Tabela 17 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional.

Índice de filtração adicional	FLUOROSCOPIA					Percentual de aquecimento adicional (%)	GRAFIA					Percentual de aquecimento adicional (%)
	kV	mA	W	HU	kV		mA	ms	W	HU		
1	67	15	1005,00	1407,00	0,00	68	407	5	2075,70	2905,98	0,00	
2	67	15,1	1011,70	1416,38	0,67	68	394	5	2009,40	2813,16	-3,19	
3	68	15,7	1067,60	1494,64	6,23	68	394	5	2009,40	2813,16	-3,19	
4	68	15,7	1067,60	1494,64	6,23	69	420	5	2173,50	3042,90	4,71	
5	69	16,2	1117,80	1564,92	11,22	69	442	5	2287,35	3202,29	10,20	
6	70	16,9	1183,00	1656,20	17,71	69	456	5	2359,80	3303,72	13,69	
7	70	17,1	1197,00	1675,80	19,10	69	456	5	2359,80	3303,72	13,69	
8	71	17,5	1242,50	1739,50	23,63	69	469	5	2427,08	3397,91	16,93	
9	71	17,8	1263,80	1769,32	25,75	69	495	5	2561,63	3586,28	23,41	
10	71	18	1278,00	1789,20	27,16	69	495	5	2561,63	3586,28	23,41	
11	72	18,7	1346,40	1884,96	33,97	71	522	5	2779,65	3891,51	33,91	
12	73	19,1	1394,30	1952,02	38,74	71	516	5	2747,70	3846,78	32,37	
13	73	19,3	1408,90	1972,46	40,19	72	522	5	2818,80	3946,32	35,80	
14	73	19,6	1430,80	2003,12	42,37	73	534	5	2923,65	4093,11	40,85	
15	74	20	1480,00	2072,00	47,26	75	554	5	3116,25	4362,75	50,13	

### 6.3 Equipamento de Hemodinâmica do ICOR

#### 6.3.1 Grafia

##### 6.3.1.1 Resultados das Imagens

As medidas realizadas nas imagens foram adquiridas com o software *ImageJ*.

##### 6.3.1.1.1 Avaliação da Relação Sinal Ruído (RSR)

Gráfico RSR para cada filtração adicional.

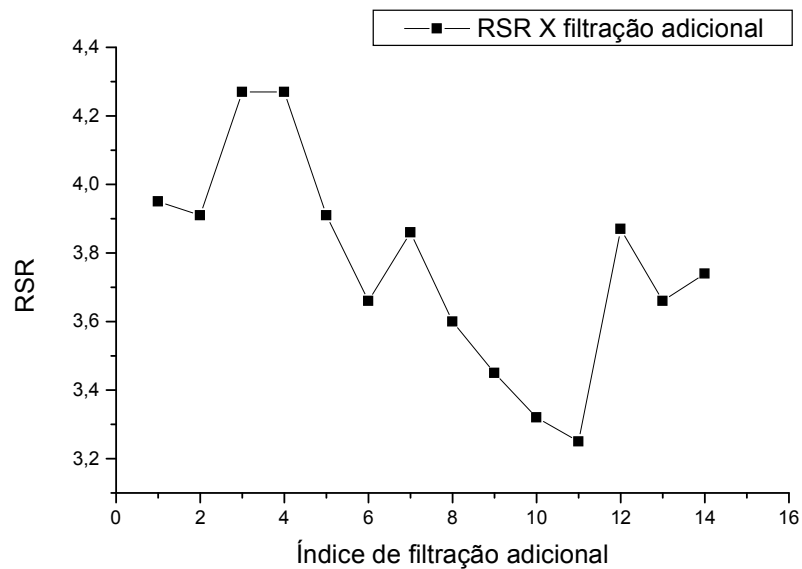
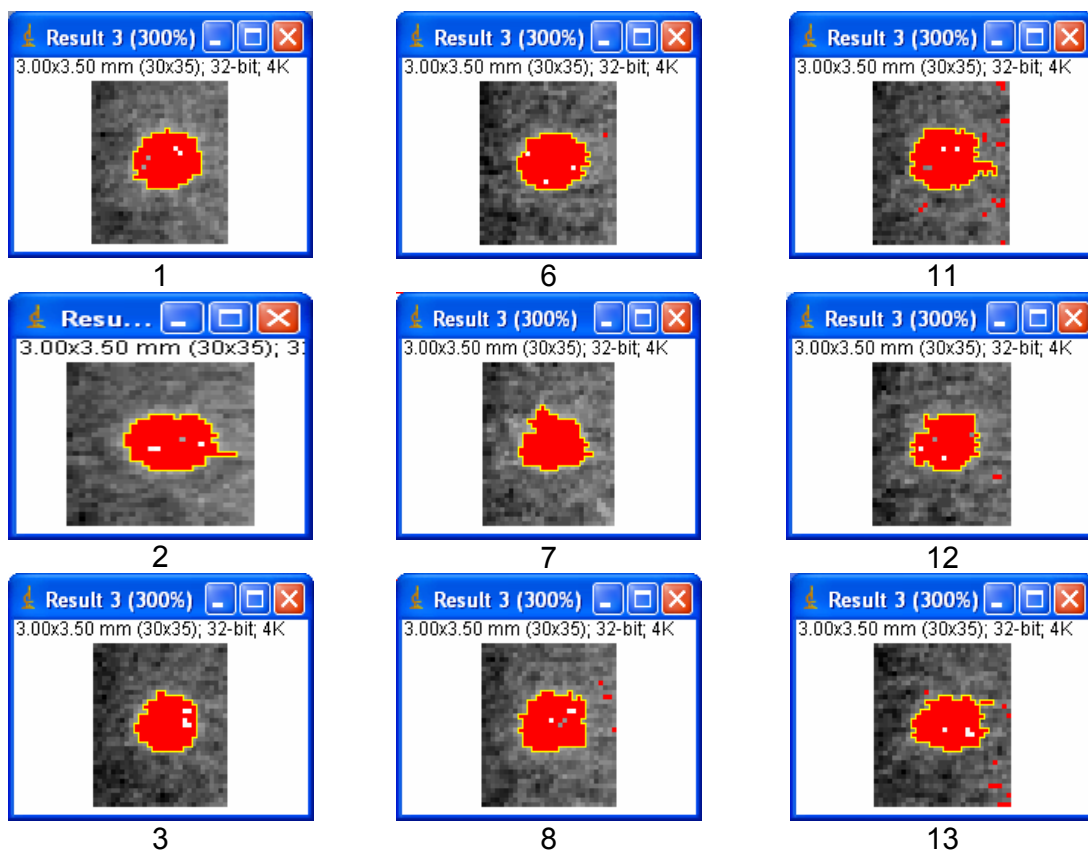


Gráfico 36 – Gráfico RSR versus índice de filtração adicional.

### 6.3.1.1.2 Avaliação da Imagem através de Segmentação por *Threshold*

Os números das imagens referem-se ao índice de filtração adicional.



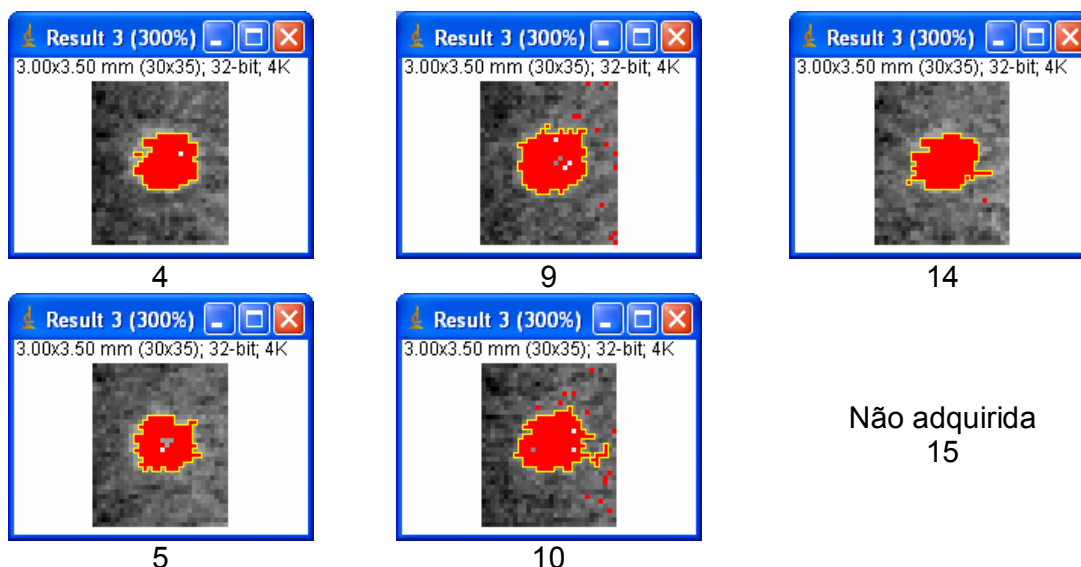


Figura 37 – Segmentação das imagens obtidas utilizando os filtros adicionais.

#### 6.3.1.1.3 Avaliação do Cateter e Guia

O Gráfico abaixo demonstra a variação percentual do Contraste e da Relação Sinal Ruído (RSR) de Baixo Contraste das imagens adquiridas utilizando-se os filtros adicionais em relação à imagem de referência.

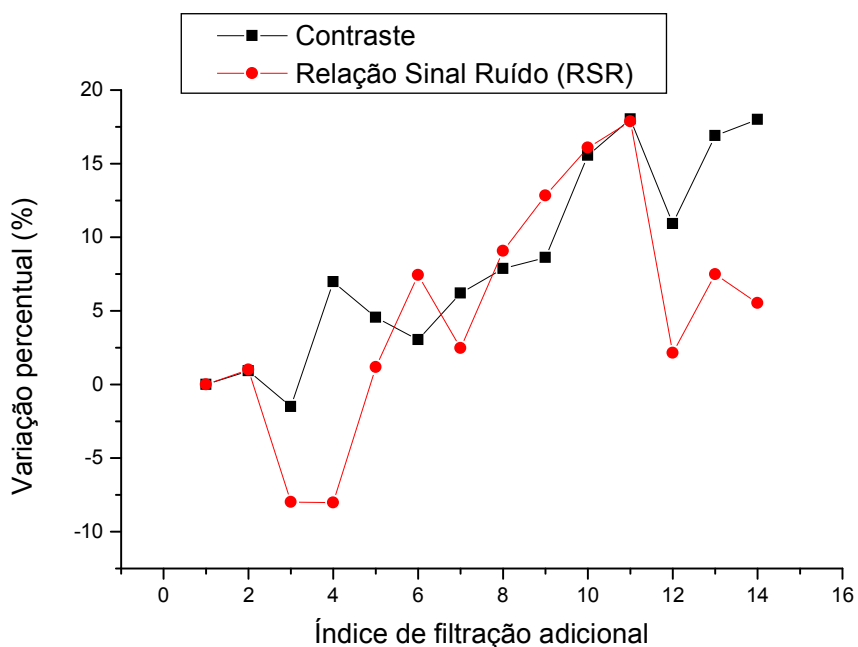


Gráfico 37 – Variação percentual do contraste na imagem do cateter e RSR de baixo contraste versus índice de filtração adicional.

#### 6.3.1.1.4 Avaliação da Resolução Espacial

Foi realizada utilizando-se as imagens do dispositivo de resolução espacial avaliado com o software *ImageJ*.

A melhor resolução espacial em todas as aquisições foi a do sétimo grupo.

#### 6.3.1.1.5 Avaliação da Escala de Contraste

Tabela 18 – Valor médio dos pixels de cada degrau para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Degrau	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	56,829	49,045	43,435	37,164	32,228	28,184	24,748	22,141	20,12	18,441
2	56,123	48,548	43,014	36,65	31,807	27,941	24,472	22,093	19,875	18,213
3	57,323	49,569	44,04	37,932	32,943	29,025	25,466	22,827	20,508	18,868
4	57,946	50,317	44,793	38,72	33,635	29,648	26,128	23,489	21,151	19,243
5	58,464	50,953	45,875	39,855	34,983	31,03	27,299	24,527	21,994	19,817
6	58,987	51,481	46,24	40,221	35,209	31,287	27,669	24,734	22,184	20,107
7	59,328	52,163	46,787	40,842	35,759	31,903	28,262	25,145	22,631	20,501
8	59,115	52,061	46,727	40,785	35,851	31,917	28,224	25,381	22,654	20,527
9	59,335	52,103	47,191	41,169	36,28	32,138	28,469	25,651	22,822	20,735
10	60,163	53,193	48,235	42,357	37,363	33,448	29,668	26,599	23,679	21,491
11	59,685	53,025	47,905	42,049	37,317	33,206	29,741	26,723	23,888	21,527
12	59,91	53,297	48,029	42,501	37,549	33,637	29,963	26,942	24,091	21,614
13	61,282	54,318	49,665	43,651	38,773	34,733	30,881	27,773	24,928	22,426
14	60,337	53,671	48,947	43,283	38,459	34,371	30,56	27,537	24,685	22,198
15										

Tabela 19 – Diferença entre os degraus adjacentes (contraste) para cada índice de filtração adicional.

Índice de filtração adicional / Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
1	7,784	5,61	6,271	4,936	4,044	3,436	2,607	2,021	1,679
2	7,575	5,534	6,364	4,843	3,866	3,469	2,379	2,218	1,662
3	7,754	5,529	6,108	4,989	3,918	3,559	2,639	2,319	1,64
4	7,629	5,524	6,073	5,085	3,987	3,52	2,639	2,338	1,908
5	7,511	5,078	6,02	4,872	3,953	3,731	2,772	2,533	2,177

(cont. Tabela 19)

Índice de filtração adicional / Contraste	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9	9-10
6	7,506	5,241	6,019	5,012	3,922	3,618	2,935	2,55	2,077
7	7,165	5,376	5,945	5,083	3,856	3,641	3,117	2,514	2,13
8	7,054	5,334	5,942	4,934	3,934	3,693	2,843	2,727	2,127
9	7,232	4,912	6,022	4,889	4,142	3,669	2,818	2,829	2,087
10	6,97	4,958	5,878	4,994	3,915	3,78	3,069	2,92	2,188
11	6,66	5,12	5,856	4,732	4,111	3,465	3,018	2,835	2,361
12	6,613	5,268	5,528	4,952	3,912	3,674	3,021	2,851	2,477
13	6,964	4,653	6,014	4,878	4,04	3,852	3,108	2,845	2,502
14	6,666	4,724	5,664	4,824	4,088	3,811	3,023	2,852	2,487
15	7,784	5,61	6,271	4,936	4,044	3,436	2,607	2,021	1,679

O Contraste foi definido como a diferença de densidade entre degraus adjacentes para cada um dos índices de filtração adicional.

Gráfico do Grupo I (1, 2, 3, 4 e 5).

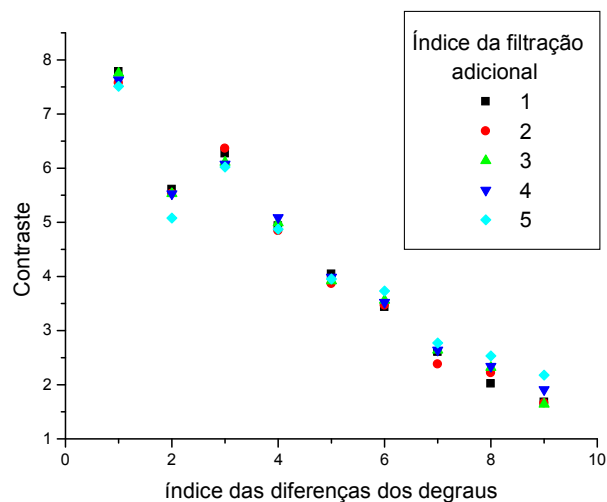


Gráfico 38 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo II (1, 6, 7, 8, 9, 10).



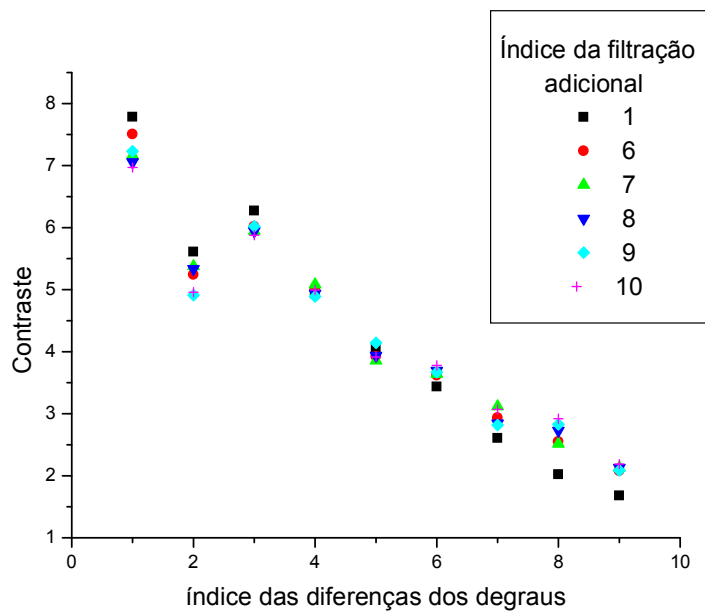


Gráfico 39 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

Gráfico do Grupo III (1, 11, 12, 13, 14 e 15).

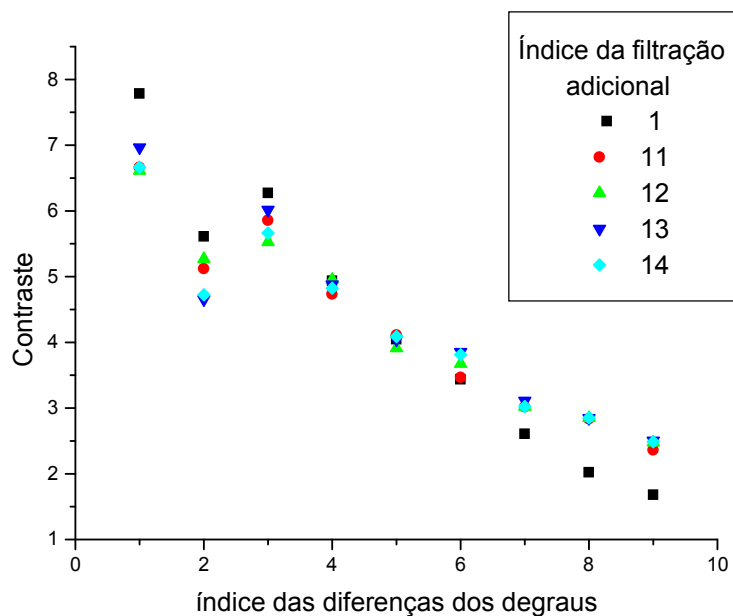


Gráfico 40 – Contraste versus índice de diferença dos degraus.

### 6.3.1.2 Resultados das Dosimetrias

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente (TKEP) para cada filtração adicional.

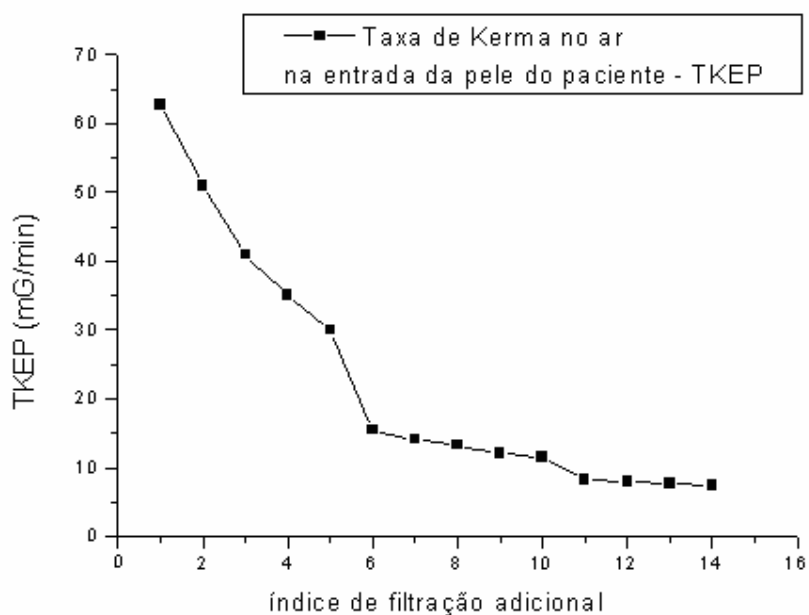


Gráfico 41 – TKEP versus índice de filtração adicional.

Gráfico da Taxa de Kerma no Ar na Entrada do Tubo Intensificador de Imagens para cada filtração adicional.

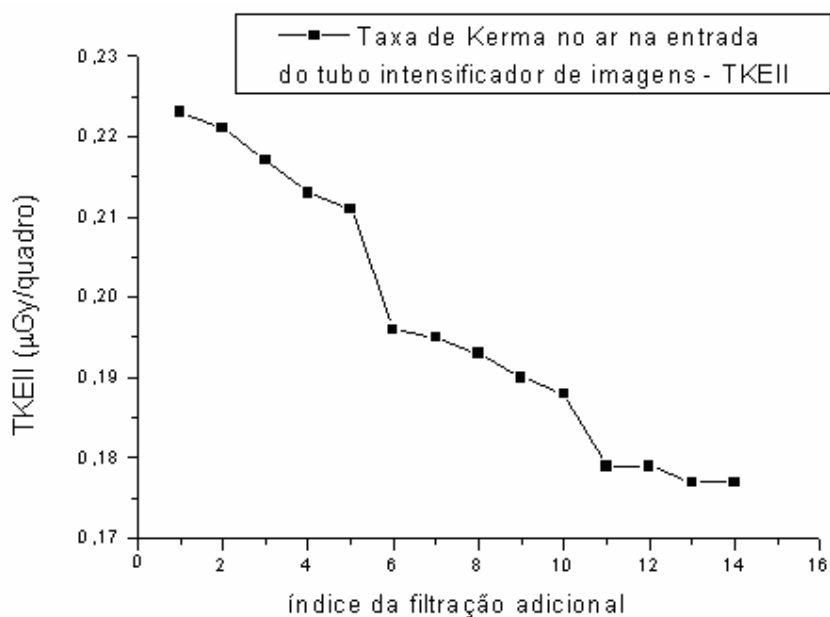


Gráfico 42 – TKEII versus índice de filtração adicional.

Gráfico da taxa de Kerma no Ar a 70 cm na posição do médico hemodinamicista para cada filtração adicional.

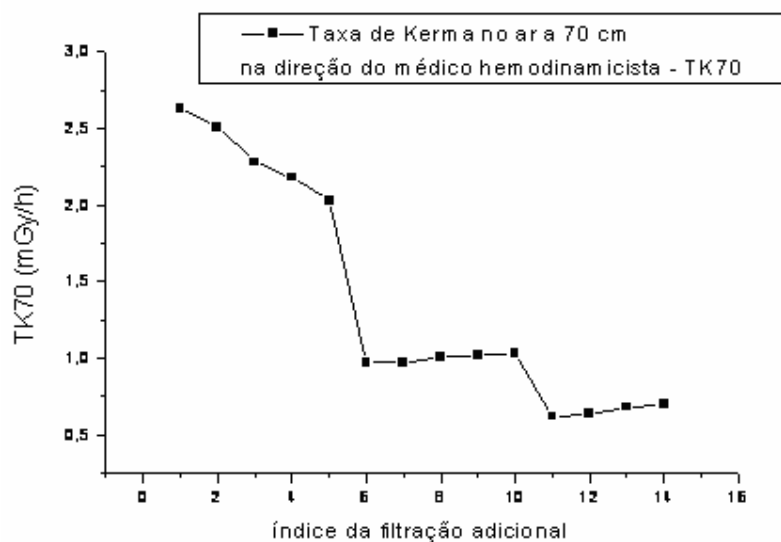


Gráfico 43 – TK70 versus índice de filtração adicional.

### 6.3.1.3 Figura de Mérito

Gráfico ( $RSR^2$ )/ $TKEP$  para cada filtração adicional.

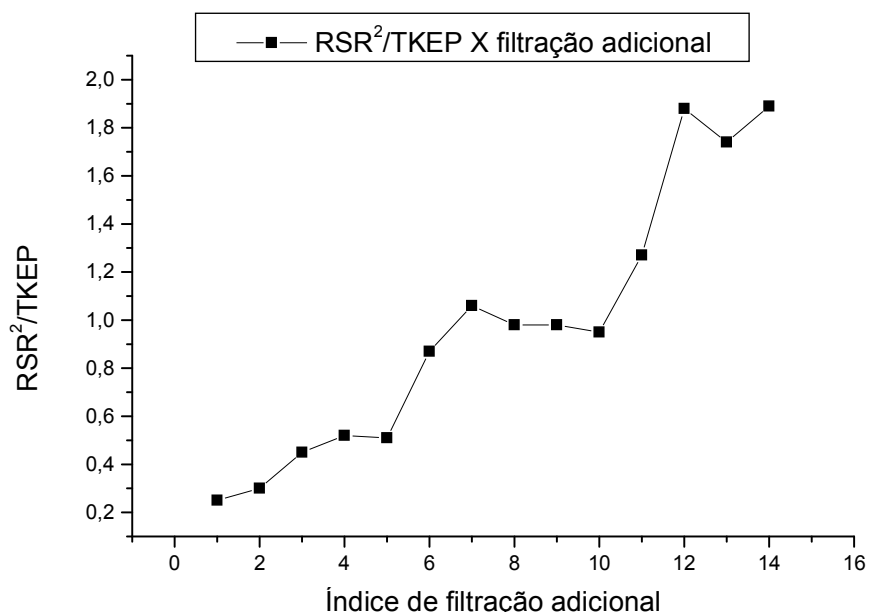


Gráfico 44 – Razão da RSR ao quadrado pela TKEP versus o índice de filtração adicional.

### 6.3.1.4 Aquecimento do Tubo de Raios X:

A Tabela abaixo, foi obtida a partir das referências do item 3.8.1.

Tabela 20 – Percentual de aquecimento adicional para cada filtração adicional.

Índice de filtração adicional	GRAFIA					Percentual de aquecimento adicional (%)
	kV	mA	ms	W	HU	
1	62	337	5	1567,05	2193,87	0,00
2	62	343	5	1594,95	2232,93	1,78
3	63	355	5	1677,38	2348,33	7,04
4	64	365	5	1752,00	2452,80	11,80
5	65	378	5	1842,75	2579,85	17,59
6	65	385	5	1876,88	2627,63	19,77
7	65	400	5	1950,00	2730,00	24,44
8	65	407	5	1984,13	2777,78	26,62
9	66	412	5	2039,40	2855,16	30,14
10	66	425	5	2103,75	2945,25	34,25
11	68	442	5	2254,20	3155,88	43,85
12	68	448	5	2284,80	3198,72	45,80
13	69	458	5	2370,15	3318,21	51,25
14	69	465	5	2406,38	3368,93	53,56

## 7 CONCLUSÕES

### 7.1 Equipamento de Hemodinâmica do HUSM

#### 7.1.1 Fluoroscopia

O Gráfico 45, abaixo, foi obtido com os percentuais da diferença dos valores de contraste, em baixo contraste, medidos no monitor utilizando o fotômetro, de acordo com o Gráfico 1.

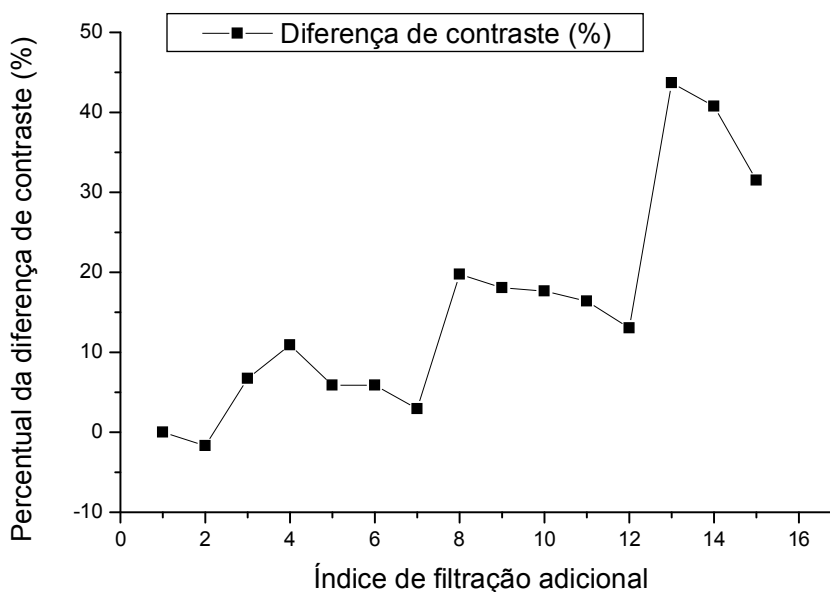


Gráfico 45 – Percentual da diferença de contraste (%) versus índice de filtração adicional.

Observa-se no Gráfico 45, três agrupamentos de dados: o primeiro, com valores percentuais menores que 10%, engloba os índices 2, 3, 5, 6 e 7; o segundo, com valores entre 10 e 20%, engloba os índices 4, 8, 9, 10, 11, 12 e terceiro, com valores acima de 20%, engloba os índices 13, 14 e 15.

Analisando os Gráficos 5 e 6, TKEP (radiação no campo primário) e TKEII (radiação transmitida) respectivamente, observa-se que no caso dos filtros de Alumínio ocorre a retirada de fótons de baixas energias pelo filtro e, conseqüentemente, o CAE, para manter a quantidade de fótons que chega até o TII, ajusta a tensão, corrente ou ambas. Aumenta, assim, o número de fótons com maior energia que atinge a câmara de ionização. Quando se adiciona o filtro de

Cobre, está-se retirando um número mais substancial de fótons de menor energia, endurecendo ainda mais os espectros, fazendo com que os fótons tenham maior probabilidade de atravessar a câmara de ionização sem interagir, reduzindo ainda mais a TKEP e TKEII.

O Gráfico 7, TK70 (radiação espalhada), apresenta um comportamento diferenciado dos outros, pois quando adiciona-se os filtros de Alumínio, ocorre um aumento da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm na direção do médico hemodinamicista. Isto ocorre devido ao aumento da tensão ou corrente, ou ambas pelo CAE, ao adicionar-se os filtros. Quando se adiciona os filtros de Alumínio aumenta-se o número de fótons com maior energia, com isto, aumenta-se a probabilidade de ocorrer efeito Compton. Já, quando se adiciona os filtros de Cobre, o corte de fótons é maior, o endurecimento do feixe também, aumentando a probabilidade dos fótons atravessarem a estrutura sem interagir.

A partir da análise dos Gráficos 2, 3 e 4 observa-se que a variação de contraste para os degraus, do dispositivo em degraus de Alumínio, para diversos filtros adicionais não foi significativa, o que permite afirmar que este não é um parâmetro para a decisão do filtro.

Na avaliação da resolução espacial, todos os filtros permitiram a resolução do sexto grupo, não havendo alteração da resolução espacial ao adicionarem-se os filtros. Ver item 5.4.1 e 6.1.2.1.4.

Na análise do Gráfico 8, a Razão do Contraste pela TKEP para os diferentes filtros adicionais, observa-se que para as filtrações adicionais de 0,29 mm Cu mais 1 mm de Al, 0,58 mm de Cu, 0,58 mm Cu mais 1 mm de Al e 0,58 mm Cu mais 4 mm Al obteve-se os maiores valores, demonstrando a eficiência da RSR em relação a Taxa de Kerma.

Na análise do Gráfico 45, observa-se que o índice de filtração adicional 7 que representa 0,29 mm de Cu mais 1 mm de Al apresenta a menor variação de contraste com a menor TKEP. Portanto, este filtro adicional é o indicado para os procedimentos de fluoroscopia do HUSM.

### 7.1.2 Grafia

Analisando o Gráfico 9 observa-se que houve variações na RSR com a adição dos filtros, sendo o valor máximo para 4 mm de Alumínio ou índice de

filtração adicional 5.

As imagens segmentadas por *threshold*, demonstraram a correspondência dos valores de RSR e nível de ruído das imagens. Onde se observa que as melhores imagens foram correspondentes aos índices de filtração adicional 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10, 11, 12 e 13. Ver a Figura 34, página 85.

Na avaliação da resolução espacial, todos os filtros permitiram a resolução do sexto grupo, não havendo alteração da resolução espacial ao adicionarem-se os filtros.

A partir da análise dos Gráficos 11, 12 e 13 observa-se que a variação de contraste para a diferença dos degraus quando adicionou-se filtros reduziu para os degraus iniciais (menor espessura) e aumentou para os finais (maior espessura), o que era esperado devido ao endurecimento do feixe. Novamente, pode-se afirmar que este não é um parâmetro para a decisão do filtro.

Da mesma forma que na fluoroscopia, as TKEP e TKEII reduziram com o aumento da filtração, de acordo com os Gráficos 14 e 15, respectivamente.

O comportamento do Gráfico 16, TK70 foi idêntico ao da fluoroscopia (Gráfico 7).

Analisando a Figura de Mérito, Gráfico 17, observa-se que para as filtrações adicionais de 0,58 mm Cu, 0,58 mm de Cu mais 1 mm Al e 0,58 mm Cu mais 2 mm de Al, índices 11, 12 e 13 respectivamente, obteve-se o melhor resultado.

Com base no Gráfico 10, observa-se que os índices de filtração adicional 8 (Contraste = 15,26% e RSR = 10,43%), 9 (Contraste = 13,52% e RSR = 15,79%) e 10 (Contraste = 18,20% e RSR = 15,39%), correspondentes a 0,29 mm de Cu mais 2 mm Al, 0,29 mm Cu mais 3 mm Al e 0,29 mm Cu mais 4 mm Al, apresentam os valores percentuais de variação entre 10% e 20% do contraste na imagem do cateter e RSR. Os valores abaixo de 10% apresentaram reduções menos significativas e, os maiores que 20%, apresentaram altas perdas na qualidade de imagem.

Os índices 11, 12 e 13 apresentaram o melhor valor de Figura de Mérito, entretanto, houve uma perda significativa no contraste do cateter. Para os índices 8, 9 e 10 houve uma expressiva redução de dose com valores aceitáveis de perda de contraste e aumento do ruído.

### 7.1.3 Conclusões

Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que para o modo fluoroscopia para o equipamento do HUSM, a melhor filtração adicional é de 0,29 mm de Cu mais 1 mm de Al, correspondendo ao índice de filtração 7.

A aplicação deste filtro permitirá uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 55,89% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 38,8%. Ver Gráfico 5, página 82 e Gráfico 7, página 83.

No modo grafia, obteve-se como filtros resultantes de 0,29 mm de Cu mais 2 mm Al, 0,29 mm Cu mais 3 mm Al e 0,29 mm Cu mais 4 mm Al, correspondendo aos índices de filtração 8, 9 e 10. A aplicação destes filtros permitirá uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 80,3%, 81,69% e 82,87%, respectivamente e, na Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 68,55%, 68,16% e 66,67%.

Conforme Tabela 12, item 6.1.2.4, o aquecimento adicional do tubo de raios X, calculado teoricamente, para a filtração de índice 7, correspondente 0,29 mm Cu e 1 mm Al será de 18,51% (766,50 HU) no modo fluoroscopia. No modo grafia será de 22,22% (2.232,93 HU), 25,78% (2.298,03 HU) e 28,63% (2.350,11 HU), para os índices de filtração adicional 8, 9 e 10, respectivamente.

Para o modo grafia optar-se-á pelo filtro de 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, que gera o menor aquecimento, correspondente ao índice de filtração adicional 8.

## 7.2 Equipamento de Hemodinâmica do HEMOCOR

### 7.2.1 Fluoroscopia

Analisando o Gráfico 18 observa-se que houve variações na RSR com a adição dos filtros, sendo os valores para 3 mm de Al, 4 mm de Al, 0,28 mm de Cu mais 2 mm de Al e 0,58 mm de Cu mais 2 mm de Al, representados pelos índices de filtração adicional 4, 5, 8 e 13, apresentaram valores acima do valor de referência. Para os índices de filtração adicional 2 e 9 de 1 mm Al e 0,29 mm de Cu mais 3 mm de Al, respectivamente, o valor de RSR está próximo ao valor de referência.



As imagens segmentadas por *threshold*, demonstraram a correspondência dos valores de RSR e nível de ruído das imagens. Onde se observa que as melhores imagens foram correspondentes aos índices de filtração adicional 2, 4, 5, 8, 9 e 13, conforme a Figura 35.

Na avaliação da resolução espacial, todos os filtros permitiram a resolução do oitavo grupo, não havendo alteração da resolução espacial ao adicionarem-se os filtros. Ver item 5.4.1 e 6.2.1.1.4.

A partir da análise dos Gráficos 20, 21 e 22 observa-se que a variação de contraste para os degraus quando se adicionou filtros reduziu para os degraus iniciais (menor espessura) e aumentou para os finais (maior espessura), o que era esperado devido ao endurecimento do feixe. Novamente, pode-se afirmar que este não é um parâmetro para a decisão do filtro.

Os Gráficos 23 e 24 correspondentes a TKEP e TKEDP respectivamente, demonstram a sua redução com o aumento da filtração.

O Gráfico 25, TK70 (radiação espalhada) apresenta um comportamento diferenciado dos outros dois (Gráficos 23 e 24), conforme discutido no item 7.1.1. Apresenta, entretanto, um comportamento semelhante ao fornecido pelo equipamento do HUSM (Gráfico 7).

Analisando a Figura de Mérito, Gráfico 26, observa-se que para as filtrações adicionais de 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, 0,29 mm Cu mais 3 mm Al e 0,58 mm Cu mais 2 mm de Al, índices 8, 9 e 13 respectivamente, obteve-se o melhor resultado.

Com base no Gráfico 19, observa-se que os índices de filtração adicional 7 (Contraste = 13,86% e RSR = 6,65%), 8 (Contraste = 10,88% e RSR = -6,91%), correspondentes a 0,29 mm de Cu mais 1 mm Al e 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, apresentam os valores percentuais de variação entre 10% e 15% do contraste na imagem do cateter e RSR. Os valores abaixo de 10% apresentaram reduções menos significativas e, os maiores que 20%, apresentaram altas perdas na qualidade de imagem.

O índice de filtração adicional 8, que representa 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, apresenta o melhor resultado global, com uma perda de 10,88% no Contraste, um ganho de 6,91% na RSR.

### 7.2.2 Grafia

Analisando o Gráfico 27 observa-se que houve variações na RSR com a

adição dos filtros, sendo os valores máximos de 2 mm Al e 0,58 mm Cu ou índices de filtração adicional 3 e 11, respectivamente. Os índices de filtração adicional 2, 4, 5 e 8, mantiveram seus valores de RSR próximos ao valor de referência.

As imagens segmentadas por *threshold*, demonstraram a correspondência dos valores de RSR e nível de ruído das imagens. Observa-se que as melhores imagens foram correspondentes aos índices de filtração adicional 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12 e 13, conforme Figura 36.

Na avaliação da resolução espacial, todos os filtros permitiram a resolução do oitavo grupo, não havendo alteração da resolução espacial ao adicionarem-se os filtros. Ver item 5.4.1 e 6.2.2.1.4.

A partir da análise dos Gráficos 29, 30 e 31 observa-se que a variação de contraste para os degraus quando se adicionou filtros reduziu para os degraus iniciais (menor espessura) e aumentou para os finais (maior espessura), o que era esperado devido ao endurecimento do feixe. Novamente, pode-se afirmar que este não é um parâmetro para a decisão do filtro.

Os Gráficos 32 e 33 correspondentes a TKEP e TKEDP respectivamente, demonstram a sua redução com o aumento da filtração.

O Gráfico 34, TK70 (radiação espalhada) apresenta um comportamento diferenciado dos outros dois (Gráficos 32 e 33), conforme discutido no item 7.1.1. Apresenta, entretanto, um comportamento semelhante ao fornecido pelo equipamento do HUSM (Gráfico 7).

Analisando a Figura de Mérito, Gráfico 35, observa-se que para as filtrações adicionais de 0,58mm Cu, 0,58 mm Cu mais 1 mm Al e 0,58 mm Cu mais 2 mm de Al, índices 11, 12 e 13 respectivamente, obteve-se o melhor resultado.

Com base no Gráfico 28, observa-se que os índices de filtração adicional 6 (Contraste = 13,17% e RSR = 11,96%), 7 (Contraste = 10,47% e RSR = 13,19%) e 8 (Contraste = 15,00% e RSR = 4,22%) correspondentes a 0,29 mm de Cu, 0,29 mm Cu mais 1 mm Al e 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, apresentam os valores percentuais de variação entre 10% e 15% do contraste na imagem do cateter e RSR. Os valores abaixo de 10% apresentaram reduções menos significativas e, os maiores que 20%, apresentaram altas perdas na qualidade de imagem.

O índice de filtração adicional 8, que representa 0,29 mm Cu mais 2 mm Al, apresenta o melhor resultado global, com uma perda de 15,00% no Contraste, um ganho de 4,22% na RSR.

### 7.2.3 Conclusões

Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que para o modo fluoroscopia e grafia para o equipamento do HEMOCOR, a melhor filtração adicional é de 0,29 mm Cu mais 2 mm de Al, correspondendo ao índice de filtração 8.

No modo fluoroscopia, a aplicação deste filtro permitirá uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 48,81% e uma redução da Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 23,91%.

Já, no modo grafia, a aplicação destes filtros permitirá uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 72,53% e na Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 52,30%.

Conforme Tabela 17, o aquecimento adicional do tubo de raios X, calculado teoricamente, para a filtração de índice 8, correspondente 0,29 mm Cu e 2 mm Al será de 23,63% (1.739,50 HU) no modo fluoroscopia e de 16,93% (3.397,91 HU) para o modo grafia.

A quantidade de calor gerada por este tubo de raios X durante as exposições no modo fluoroscopia e grafia são elevadas, pois, o equipamento esta programado para operar no modo alta definição. Indica-se o uso do modo normal, possibilitando assim a aplicação da filtração adicional com maior segurança do tubo de raios X.

## 7.3 Equipamento de Hemodinâmica do ICOR

### 7.3.1 Fluoroscopia

Não foi possível coletar informações neste modo, pois o equipamento não gera imagens DICOM, nem mantém a última imagem no monitor.

### 7.3.2 Grafia

Analisando o Gráfico 36 observa-se que houve variações na RSR com a adição dos filtros, sendo os valores máximos de 2 mm Al e 3 mm Al ou índices de filtração adicional 3 e 4, respectivamente. Os índices de filtração adicional 2, 5, 7 e 12, mantiveram seus valores de RSR próximos ao valor de referência.

As imagens segmentadas por *threshold*, demonstraram uma boa qualidade em todas as filtrações adicionais conforme a Figura 37.

Na avaliação da resolução espacial, todos os filtros permitiram a resolução do sétimo grupo, não havendo alteração da resolução espacial ao adicionarem-se os filtros. Ver item 5.4.1 e 6.3.1.1.4.

A partir da análise dos Gráficos 38, 39 e 40 observa-se que a variação de contraste para os degraus quando se adicionou filtros reduziu para os degraus iniciais (menor espessura) e aumentou para os finais (maior espessura), o que era esperado devido ao endurecimento do feixe. Novamente, pode-se afirmar que este não é um parâmetro para a decisão do filtro.

Os Gráficos 41 e 42 correspondentes a TKEP e TKEII respectivamente, demonstram a sua redução com o aumento da filtração.

O Gráfico 43, TK70 (radiação espalhada) apresenta um comportamento diferenciado dos outros dois (Gráficos 41 e 42), conforme discutido no item 7.1.1. Apresenta, entretanto, um comportamento semelhante ao fornecido pelo equipamento do HUSM (Gráfico 7).

Analisando a Figura de Mérito, Gráfico 44, observa-se que para as filtrações adicionais de 0,58 mm Cu, 0,58 mm Cu mais 1 mm Al, 0,58 mm Cu mais 2 mm de Al e 0,58 mm Cu mais 3 mm Al, índices 11, 12, 13 e 14 respectivamente, obteve-se o melhor resultado.

Com base no Gráfico 37, observa-se que os índices de filtração adicional 10 (Contraste = 15,56% e RSR = 16,08%), 11 (Contraste = 18,03% e RSR = 17,86%), 13 (Contraste = 16,90% e RSR = 7,48%) e 14 (Contraste = 18,00% e RSR = 5,53%) correspondentes a 0,29 mm de Cu mais 4 mm Al, 0,58 mm Cu, 0,58 mm Cu mais 2 mm Al e 0,58 mm Cu mais 3 mm Al, apresentam os valores percentuais de variação maiores que 20% gerando perdas na qualidade de imagem. Todos os outros apresentaram variações menores que 10% do contraste na imagem do cateter e RSR.

O índice de filtração adicional 12, que representa 0,58 mm Cu mais 1 mm Al, apresenta o melhor resultado global de imagem, com uma perda menor que 10,00% no Contraste e RSR.

### 7.3.3 Conclusões

Assim, de acordo com os resultados obtidos pode-se afirmar que para o modo

fluoroscopia e grafia para o equipamento do ICOR, a melhor filtração adicional é de 0,58 mm Cu mais 1 mm de Al, correspondendo ao índice de filtração 12.

No modo grafia, a aplicação destes filtros permitirá uma redução na Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 87,27% e na Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 75%.

Conforme Tabela 20, o aquecimento adicional do tubo de raios X, calculado teoricamente, para a filtração de índice 12, correspondente 0,58 mm Cu e 1 mm Al será de 45,80% (3.198,72 HU) no modo grafia.

A quantidade de calor gerada por esta filtração adicional esta muito elevada portanto, propõem-se uma filtração adicional de 0,29 mm Cu, representado pelo índice 6. Esta filtração proporciona um aquecimento adicional de 19,77% (2627,63 HU), uma variação de Contraste no cateter e RSR de Baixo Contraste de 3,04% e 7,43%, respectivamente. Ainda, para esta filtração adicional haverá uma redução Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente de 75,32% e na Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista de 63,11%.

#### 7.4 Dosimetria Pessoal

Utilizando as TK70 de 0,34 mGy/h (Gráfico 7, página 83) e 0,88 mGy/h (Gráfico 16, página 90) referentes aos filtros de índice de filtração adicional 7 para fluoroscopia e 8 para grafia, respectivamente, teremos:

$$TK70_{TOTAL} (mGy/h) = \left(0,34 \times \frac{4}{5}\right)_{FLUOR.} + \left(0,88 \times \frac{1}{5}\right)_{GRAFIA}$$

$$TK70_{TOTAL} (mGy/h) = 0,27 + 0,18 = 0,45 mGy/h$$

Conforme calculado anteriormente, o Fator de Relação = 1,5mSv/mGy, o que permite calcular a Dose efetiva (mSv).

$$Taxa Dose Efetiva(mSv/h) = \text{Fator de Relação} \times TK70_{TOTAL} (mGy/h)$$

$$Taxa Dose Efetiva(mSv/h) = 1,5mSv/mGy \times 0,45(mGy/h)$$

$$Taxa Dose Efetiva(mSv/h) = 0,675mSv/h$$

Para os valores calculados de redução total de dose efetiva, em procedimentos clínicos houve uma redução global de 55%.

## 7.5 Comparações entre os Equipamentos Estudados

De acordo com os Gráficos 46 e 47, abaixo, percebe-se que os equipamentos do HUSM e HEMOCOR fornecem praticamente a mesma TKEP na aquisição de referência, tanto em fluoroscopia, quanto em grafia. No equipamento do HUSM e ICOR para Grafia, ocorreu uma redução maior do que o equipamento do HEMOCOR quando adicionou-se os filtros. Isto ocorre pois a filtração já existente no equipamento do HEMOCOR é maior que dos outros equipamentos, implicando em uma redução menor da quantidade de radiação ao inserir-se filtros adicionais, pelo endurecimento do feixe.

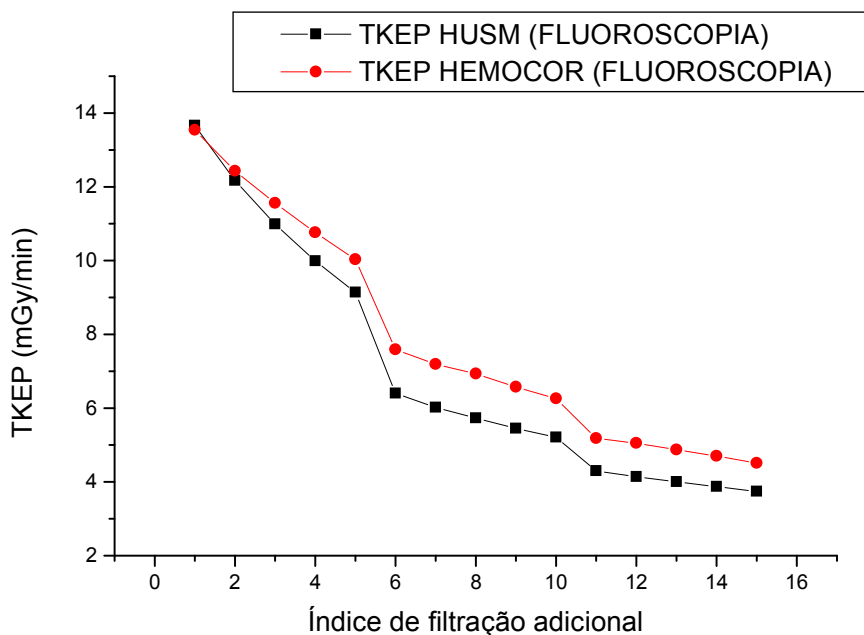


Gráfico 46 – Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente no modo fluoroscopia para os diferentes filtros adicionais e equipamentos avaliados.

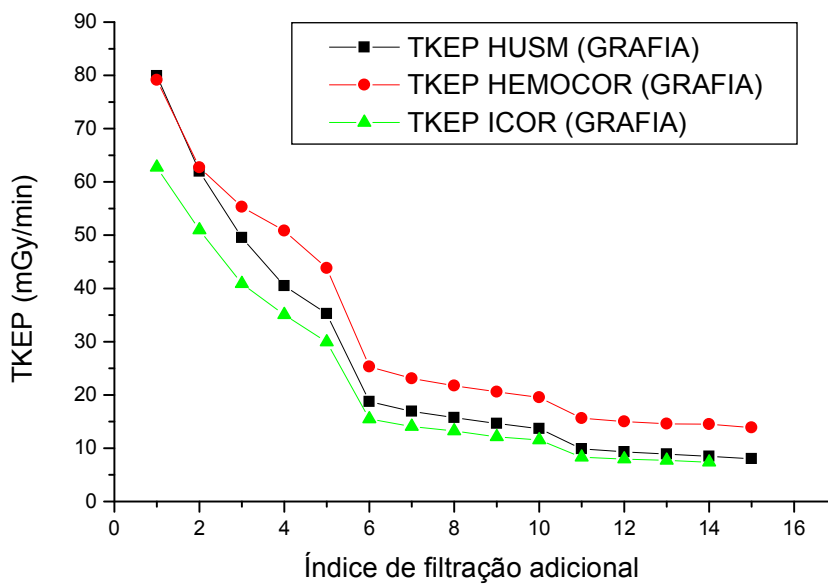


Gráfico 47 – Taxa de Kerma no Ar na Entrada da Pele do Paciente no modo grafia para os diferentes filtros adicionais e equipamentos avaliados.

No Gráfico 48, para o modo fluoroscopia, observa-se que a TK70 é menor para o equipamento do HEMOCOR, no primeiro grupo (índice 1 ao 5), mantendo-se com diferenças semelhantes nos outros dois Grupos (6 ao 10) e (11 ao 15).

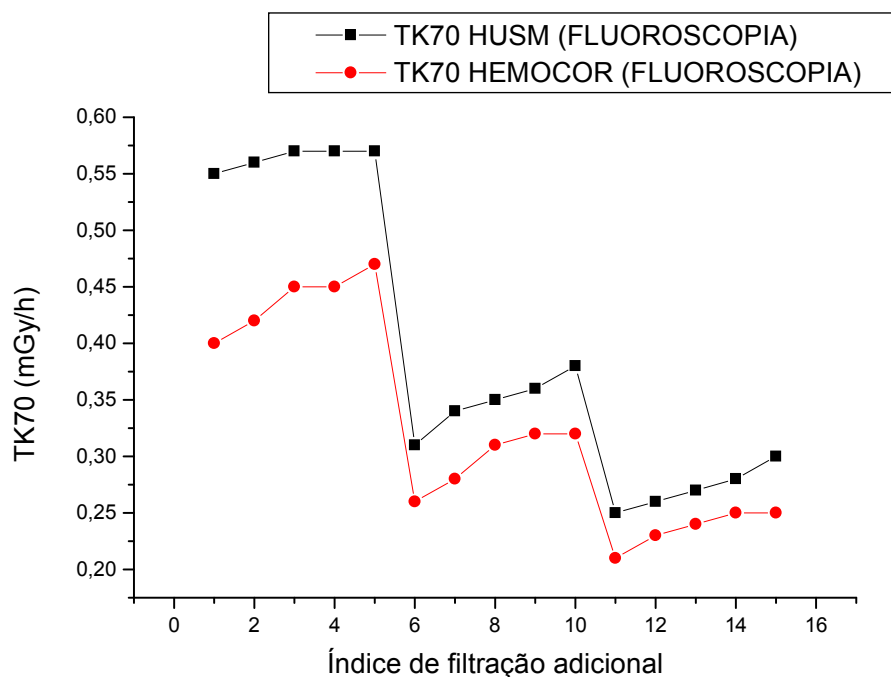


Gráfico 48 – Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista no modo fluoroscopia para os diferentes filtros adicionais e equipamentos avaliados.

No Gráfico 49, a TK70 para Grafia, no equipamento do HEMOCOR é menor do que no equipamento do HUSM e ICOR, no primeiro Grupo (índice 1 ao 6). Os valores mantêm-se praticamente iguais nos outros dois Grupos (índice 6 ao 10) e (índice 11 ao 15).

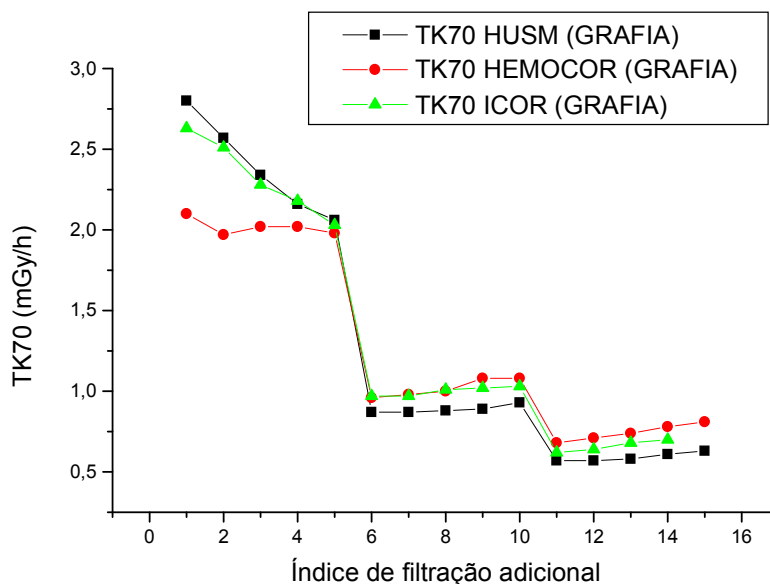


Gráfico 49 – Taxa de Kerma no Ar a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista no modo grafia para os diferentes filtros adicionais e equipamentos avaliados.

No Gráfico 50, observa-se a variação da RSR em relação ao índice de filtração adicional para cada equipamento de Hemodinâmica. Pode-se observar que o equipamento do ICOR possui um alto valor de RSR, devido ao elevado brilho produzido por este equipamento.

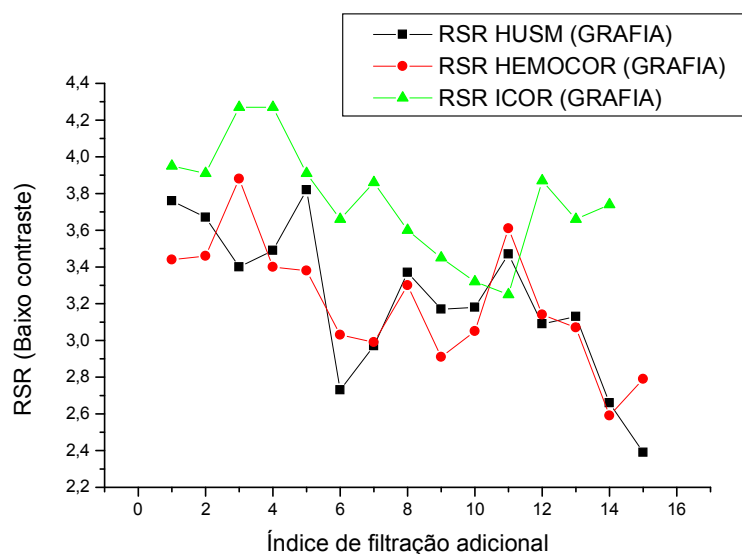


Gráfico 50 – Variação da Relação Sinal Ruído (RSR) no modo grafia para os equipamentos avaliados.



Devido ao elevado valor de RSR do equipamento do ICOR, os seus valores de Figura de Mérito são superiores aos outros, conforme Gráfico 51.

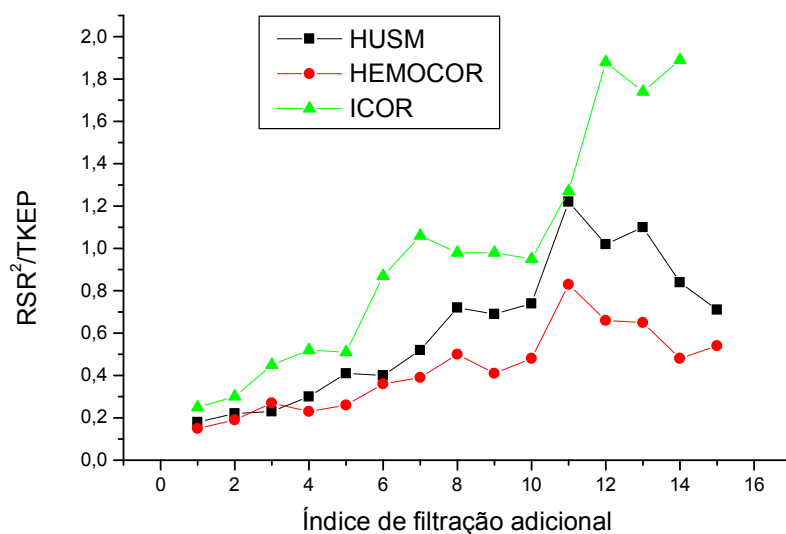


Gráfico 51 – Variação da Figura de Mérito no modo grafia para os equipamentos avaliados.

Na avaliação do Contraste do cateter e Resolução espacial, conforme o Gráfico 52 e Tabela 21, respectivamente, o melhor resultado obtido foi do HEMOCOR, produzindo valores superiores para todos os filtros.

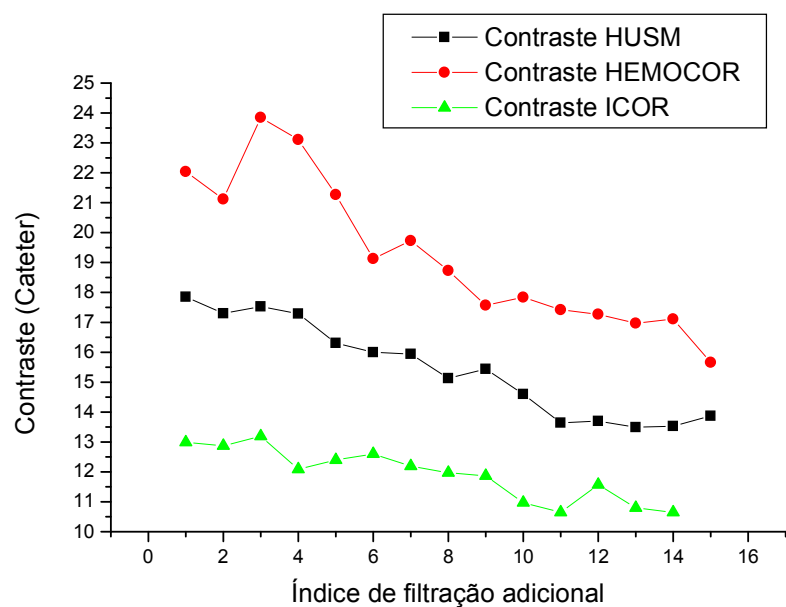


Gráfico 52 – Variação do contraste, medido no cateter, no modo grafia para os equipamentos avaliados.

Tabela 21 – Valores de Resolução Espacial para os equipamentos avaliados.

Modo Grafia	HUSM	HEMOCOR	ICOR
Resolução Espacial (Grupos)	6	8	7

## 8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Como foi constatado os três equipamentos de hemodinâmica estudados apresentaram reduções significativas das doses de radiação nos pacientes e nas equipes médicas, com a utilização de filtros adicionais. Isto ocorreu sem prejuízo na qualidade das imagens obtidas com o objeto simulador.

Esta constatação é ainda mais importante, na redução das doses de radiação citadas, para os profissionais que atuam em mais de um desses serviços avaliados.

Como perspectiva de continuidade deste trabalho, pretende-se ampliar os estudos na validação dos filtros propostos junto aos médicos hemodinamicistas. Ainda, com o mesmo enfoque, pretende-se aplicar os filtros adicionais em outros procedimentos de diagnóstico médico que utilizam raios X, como em radiologia convencional, mamografia, arcos cirúrgicos, etc.

## BIBLIOGRAFIA

- 1) TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; PRINZIO, R. Di.; PRINZIO, M. A. R. R. Di. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5. rev. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, ago./2003. 242p.
- 2) MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico**. Portaria Federal 453 de 1 de junho de 1998.
- 3) CARROLL, Q. B. **Fuchs's Radiographic Exposure, Processing and Quality Control**. 6. ed. Springfield, Illinois, USA: Charles C Thomas Publisher Ltda., 1998.
- 4) LAMMOGLIA P. **Elaboração e Implementação de Testes de Controle de Qualidade em Equipamentos de Angiografia por Subtração Digital**. São Paulo: USP, 2001.
- 5) OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010. p. 296.
- 6) NCRP Report nº 147. **Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities**. out. 2004. p. 10.
- 7) ICRP report nº 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **Pergamon Press**. nov. 1990,.
- 8) Diagnostic X-ray Imaging Committee, AAPM report nº 70. **Cardiac Catheterization Equipment Performance**. Jan. 2001.
- 9) BUSHONG, S. C. **Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção**. Trad. Sandro Martins Dolghi et al. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.
- 10) WOLBARST, A. B.; **Physics of Radiology**. London: Prentice – Hall International Inc., 1993.
- 11) SPRAWLS, P. **Physical Principles of Medical Imaging**. Aspen Publishers, 1993.
- 12) CURRY III, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. J. **Christensen's Physics of Diagnostic Radiology**. 4. ed. Philadelphia, Pennsylvania, USA: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- 13) JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4. ed. Springfield, Illinois, USA: Charles C. Thomas Publisher, 1983.
- 14) BEUTEL, J.; KUNDEL, H. L.; METTER, R. L. V. **Handbook of Medical Imaging: Physics and Psychophysics**, SPIE. Bellingham, Washington, 2000.
- 15) SCHUCH, L. A. **Detetores de Radiações Nucleares**. INPE, nov. 1990.

- 16) GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Digital Image Processing**. 2. ed. USA: Prentice Hall, 2001.
- 17) HUANG, H. K. **PACS and imaging informatics: basic principles and applications**. New Jersey: Wiley-Liss, 2004.
- 18) AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA (ANVISA). **Resolução Específica nº 1016, Rádiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos**. Abr. 2006.
- 19) BELL, S. **A Beginner's Guide to Uncertainty of Measurement**. Crown, 1999.
- 20) VANO, E.; GEIGER, B.; SCHREINER, A.; BACK, C.; BEISSEL, J. **Dynamic Flat Panel Detector versus Image Intensifier in Cardiac Imaging: Dose and Image Quality**, Institute of Physics Publishing. 2005. p; 5731-5742.
- 21) FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (FDA). **Avoidance of Serious X-Ray-Induced Skin Injuries to Patients During Fluoroscopically-Guided Procedures**. 1994.
- 22) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). **Evaluation of Radiation Exposure Levels in Cine Cardiac Catheterization Laboratories**. Report N° 12, jan. 1984.
- 23) GRONCHI, C. C. **Exposição Ocupacional em Serviços de Hemodinâmica**. Dissertação de Mestrado, IEE/USP, 2004.
- 24) CANEVARO, L. V. **Otimização da proteção radiológica em fluoroscopia: níveis de referência de diagnóstico**. Tese de Doutorado, Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2000.
- 25) SCREMIN, S. C. G.; SCHELIN, H. R.; TILLY JUNIOR, J. G. **Avaliação da Exposição Ocupacional em Procedimentos de Hemodinâmica**. **Rev. Brasileira de Radiologia**. ed. 39(2), 2006. p. 123-126.
- 26) GRONCHI, C. C. **Análise das Doses Individuais da Equipe Médica do Serviço de Hemodinâmica de um Hospital Público do Estado de São Paulo**. FUNDACENTRO/TEM.
- 27) DIAS, D. M.; DANTAS, S. C.; SOUZA, D. N. **Aspectos de Radioproteção em Serviço de Hemodinâmica**. XI Congresso Brasileiro de Física Médica, Ribeirão Preto, SP, jun. 2006.
- 28) TSAPAKI, V. et al. **Dose Performance Evaluation of a Charge Coupled Device and a Flat-Panel Digital Fluoroscopy System recently installed in an Interventional Cardiology Laboratory, Published in Radiation Protection Dosimetry**. v. 111, n. 3, Oxford University Press, 2004.
- 29) LUKETINA, I. A. **Radiation exposure rates to patients undergoing fluoroscopic x-ray examinations**, Annual Conference of the New Zealand Medical Physics and Bio-Medical Engineering Association. Dunedin, NRL, fev. 1979.

- 30) MAHESH, M. **Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues**. AAPM/RSNA, jul./ago. 2001.
- 31) TSAPAKI, V. **Patient and Staff Radiation Doses in Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty using 3 different Flat Panel Digital X-Ray Systems**. ago. 2006.
- 32) **Guidelines for Quality Assurance in Radiation Protection for Diagnostic X-Ray Facilities: Large X-Ray Facilities** – NRL.
- 33) GRAY, J. E. **Quality Control in Diagnostic Imaging**. An Aspen Publication.
- 34) LUZ, E. de S. **A importância do Controle de Qualidade em Serviços de Hemodinâmica e Cardiologia Intervencionista**. IME.
- 35) Managing the use of fluoroscopy in Medical Institutions – AAPM – RP 58.
- 36) Basic Quality Control in Diagnostic Radiology – AAPM – RP 4.
- 37) Performance Evaluation and Quality Assurance in Digital Subtraction Angiographic – AAPM – RP 15.
- 38) Quality Control in Diagnostic Radiology – AAPM – RP 74.
- 39) Assessment of the Impact of the Proposed Amendments to the Diagnostic X-ray Equipment Performance Standard addressing Fluoroscopic X-ray Systems – FDA – Center for Devices and Radiological Health.
- 40) A Quality Control Programme for Radiodiagnostic Equipment: Acceptance tests - Report on Nordic Radiation Protection Co-Operation – N° 7.
- 41) DUMAY, A. C. M. **Determination of optimal angiographic viewing angles: Basic principles and evaluation study**. 1994.
- 42) Draft Amendments to the Federal Performance Standard for Diagnostic X-ray Systems and their Major Components (Fluoroscopic x-ray systems and other requirements). FDA. 1998.
- 43) Subjective performance assessment of x-ray image intensified television fluoroscopy systems – NRL – 1987.
- 44) DEDAN, J. R.; KYRIOU, J.; MORTON, E. J.; CLIFTON, A.; FITZGERALD, M.; MACSWEENEY, E. **Radiation Protection in Interventional Radiology Clinical Radiology**. 56. rev. 2001. p. 99-106.

## **ANEXOS**

Anexo A – Protocolo de Controle de Qualidade.

### **A1. Sistema de Colimação e Alinhamento do Eixo Central do Feixe de Raios x**

Objetivos: Avaliar o alinhamento do eixo central do feixe de raios X.

Avaliar a simetria da colimação.

Instrumentação:

- (1) Dispositivo para teste de tamanho de campo.
- (2) Dispositivo para teste de alinhamento do feixe.
- (3) Trena.

Metodologia:

- (1) Posicionar o equipamento em 0° em todas as orientações.
- (2) Posicionar o ponto focal a 1m do tubo intensificador.
- (3) Posicionar o dispositivo sobre o tubo intensificador (ou flat panel).
- (4) Centralizar o dispositivo de alinhamento de forma que as esferas coincidam utilizando a sistema de fluoroscopia.
- (5) Anotar o ângulo de alinhamento.
- (6) Colimar o campo de radiação utilizando o sistema de fluoroscopia.
- (7) Anotar a distância em cada lado do dispositivo.
- (8) Radiografia para gravar a imagem.

Interpretação dos resultados:

- (1) A diferença entre as dimensões do campo de raios X e de sua imagem deve ser  $< 3\%$  da distância fonte-receptor de imagem, nos eixos ortogonais.
- (2) A soma dos módulos dessas diferenças deve ser  $< 4\%$  da distância fonte-receptor de imagem.
- (3) Se a imagem das duas esferas estiver dentro do menor círculo o ângulo de alinhamento será inferior a  $1,5^\circ$ , se estiver entre o primeiro e o segundo círculo será menor que  $3^\circ$  e fora do segundo círculo maior de  $3^\circ$ .

**A2. Ponto Focal**

Objetivo: Avaliar as dimensões do ponto focal.

Instrumentação:

- (1) Padrão de barras.
- (2) Suporte para padrão de barras.
- (3) Chassi sem tela intensificadora.

Metodologia:

- (1) Posicionar o chassi carregado sobre a mesa.
- (2) Posicionar o suporte com o padrão de barras sobre o suporte.
- (3) Ajustar a distância foco-padrão de barras a 46 cm de distância.
- (4) Expor o filme no foco fino.
- (5) Repetir para o foco grosso.

Interpretação dos resultados:

- (1) Os valores devem ser condizentes com os especificados pelo fabricante.

**A3. Mínima distância foco-pele**

Objetivo: Verificar a menor distância entre foco-pele.

Instrumentação:

- (1) Trena.

Metodologia:

- (1) Aproximar a mesa o máximo possível.
- (2) Registrar o valor da medida.

Interpretação dos resultados:

- (1) Distância foco-pele inferior a 38 cm.

**A4. Teste de Alto Contraste**

Objetivo: Verificar a resolução de alto contraste do sistema fluoroscópico

Instrumentação:

- (1) Dispositivo de alto contraste (MRA/CQ-08).
- (2) Placas de Alumínio.
- (3) Trena.

Metodologia:

- (1) Posicionar o dispositivo de teste o mais próximo do intensificador.
- (2) Colimar a imagem somente na área do dispositivo.
- (3) Verificar o kV e mA (Deve ser aproximadamente 55kV e 1mA, sem atenuador).
- (4) Anotar a malha mais resolúvel no centro.

(5) Anotar a malha mais resolúvel nas extremidades.

Interpretação dos resultados:

Diâmetro do Campo do Intensificador de Imagem (cm)	Resolução Típica ( $pl/mm$ )
23	3,0
15	1,5

#### **A5. Discriminação de Baixo Contraste**

Objetivo: Verificar a resolução de baixo contraste do sistema fluoroscópico

Instrumentação:

- (1) Dispositivo de baixo contraste (MRA/CQ-07)
- (2) Trena.

Metodologia:

- (1) Posicionar o dispositivo de teste a 30 cm do intensificador.
- (2) Colimar a imagem de forma a restringir a área dos furos.
- (3) Verificar o kV e mA (Deve ser aproximadamente 100kV e 2mA).
- (4) Anotar a menor resolução.
- (5) Repetir para outras magnificações.

Interpretação dos resultados:

Tamanho do Campo do Intensificador de Imagem (cm)	Menor diâmetro visualizado (mm)
23 a 25	3,0
15 a 18	1,5

#### **A6. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo**

Objetivo: Avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

Instrumentação:

- (1) Medidor de kVp de leitura direta e calibrado, com incerteza máxima de 2%.



(2) Trena.

Metodologia:

- (1) Posicionar o medidor de kVp sobre a mesa ou sobre o suporte, alinhado com o tubo de raios X.
- (2) Ajustar a distância foco-medidor recomendada pelo fabricante.
- (3) Abrir o campo de luz, de forma que cubra toda área sensível do medidor.
- (4) Escolher quatro valores de kVp e três valores de mA mais utilizados clinicamente.
- (5) Fazer uma série de quatro exposições para cada combinação de kVp com mA.
- (6) Anotar as medidas de kVp obtidas em cada série de medições.

Interpretação dos resultados:

- (1) Exatidão: dentro de  $\pm 10\%$ .
- (2) Reprodutibilidade: deve ser  $\leq 10\%$ .

#### **A7. Camada Semi-Redutora (CSR)**

Objetivo: Verificar a qualidade do feixe.

Instrumentação:

- (1) Câmara de ionização e eletrômetro.
- (2) Suporte para câmara de ionização.
- (3) Lâminas de 0,1 mm, 0,5 mm e 1 mm de espessura de alumínio.

Metodologia:

- (1) Selecionar um valor de tensão igual a 80 kVp ajustando com as placas de alumínio entre o medidor e o intensificador.
- (2) Posicionar a câmara de ionização dentro do campo de radiação, centralizada em relação ao feixe de raios X, tal que a distância tubo intensificador-detector seja de 30 cm.
- (3) Realizar a exposição de forma a estabilizar a taxa de exposição.
- (4) Anotar o valor da leitura.
- (5) Realizar novas exposições trocando a posição do atenuador de 0,5 mm ou de 1,0 mm a meia distância entre a câmara de ionização e o tubo, até obter uma leitura de exposição inferior à metade do valor inicial.
- (6) Anotar todos os valores das leituras.

(7) Retirar as lâminas de alumínio, realizar uma exposição e anotar o valor da leitura.

Interpretação dos resultados:

Tensão de pico (kVp)	CSR (mm Al)	
	Monofásico	Trifásico
70	2,1	2,3
80	2,3	2,6
90	2,5	3,0
100	2,7	3,2
110	3,0	3,5
120	3,2	3,9
130	3,5	4,1

#### **A8. Tempo acumulado de fluoroscopia**

Objetivo: Verificar o acionamento do alarme sonoro após o tempo selecionado.

Metodologia :

- (1) No início dos testes de controle de qualidade do equipamento, ajustar o indicador de tempo de fluoroscopia no ponto inicial da escala.
- (2) Selecionar um tempo acumulado de 5 minutos.
- (3) Registrar o tempo indicado no equipamento no instante em que o alarme sonoro for acionado.

Interpretação dos resultados:

- (1) Verificar se o alarme sonoro foi acionado após o tempo selecionado.
- (2) O tempo acumulado não deve exceder 5 minutos sem que seja reajustado.

## Anexo B – Protocolo de aquisição das imagens.

- 1) Posição antero-posterior com tubo de raios X embaixo da mesa.
- 2) Distância Ponto Focal - TII de 100 cm.
- 3) Posicionar o objeto simulador (item 4.2.5) de forma que a mesa fique a 30 cm da entrada do TII utilizando um espaçador.

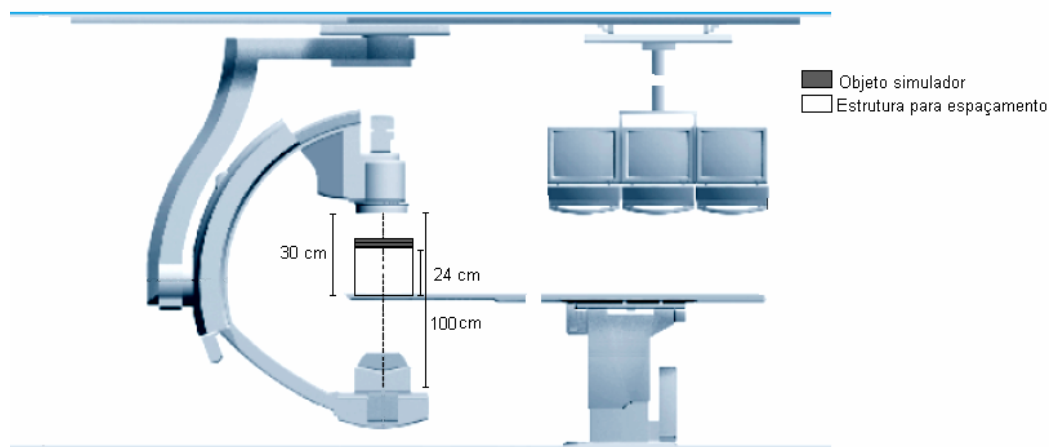


Figura 38 – Localização do objeto simulador

- 4) Selecionar o protocolo padrão de cateterismo cardíaco do Serviço (15 qps, Modo Normal, Magnificação Máxima).
- 5) Expor o simulador no modo fluoroscopia, anotando os valores na Planilha 4 do Anexo C e salvando as imagens quando possível.
- 6) Expor o simulador no modo grafia, anotando os valores na Planilha 5 do Anexo C e salvando as imagens quando possível.
- 7) Adicionar uma placa de Alumínio na saída do tubo de raios X e executar o passo 5 e 6.
- 8) Realizar os passos 5, 6 e 7 até atingir 4 mm de alumínio.
- 9) Substituir as placas de Alumínio por uma placa de Cobre e executar o passo de 5 e 6.
- 10) Adicionar à placa de Cobre, uma placa de 1 mm de Al na saída do tubo de raios X e executar o passo 5 a 9 até atingir duas placas de cobre e 4 mm de Al.

### B2. Protocolo de Dosimetria

Adquirir as medidas de exposições nas câmaras de ionização 1, 2 e 3 nos modos grafia e fluoroscopia para as diversas filtrações adicionais. Ver item 4.2.1.

- 1) Posição antero-posterior com tubo de raios X embaixo da mesa.
- 2) Distância Ponto Focal - TII de 100 cm.
- 3) Posicionar o simulador de forma que a mesa fique a 30 cm da entrada do TII utilizando espaçador.
- 4) Posicionar a câmara de ionização número 1 a 1 cm da mesa, a número 2 a 1 cm da entrada do tubo intensificador de imagem e a câmara de ionização número 3 a 70 cm do

simulador na posição ocupada pelo médico hemodinamicista.

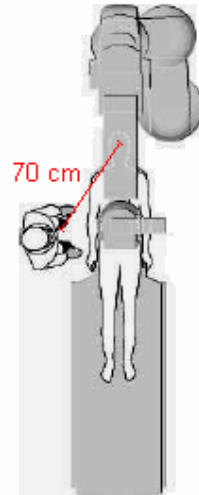


Figura 39 – Posição de medida a 70 cm de distância na direção do médico hemodinamicista

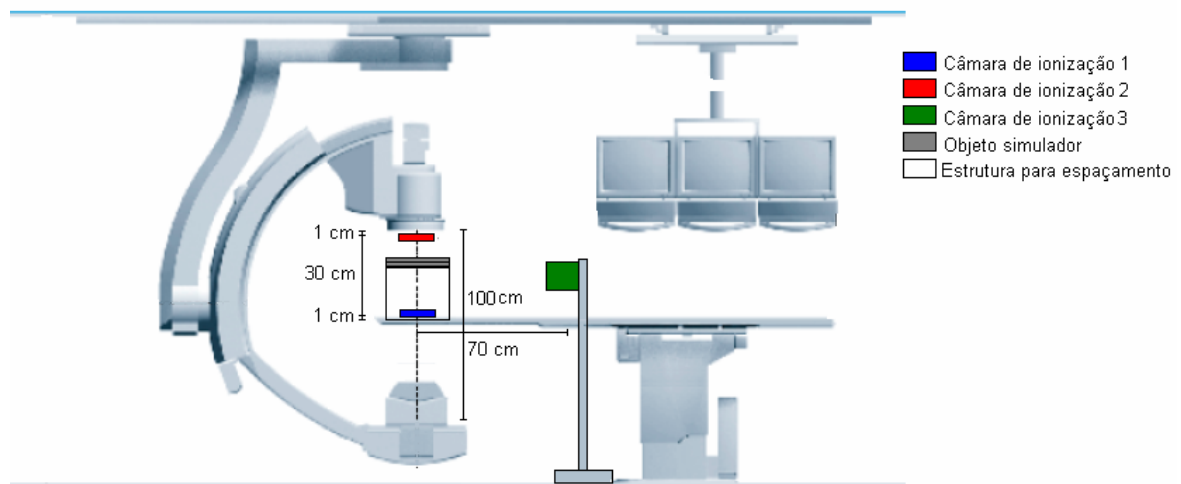


Figura 40 – Localização das câmaras de ionização (vista lateral)

- 5) Expor 4 vezes o simulador no modo fluoroscopia, anotando os valores nas Planilhas 1, 2 e 3 do Anexo C.
- 6) Expor 4 vezes o simulador no modo grafia, anotando os valores nas Planilhas 1, 2 e 3 do Anexo C.
- 7) Adicionar uma placa de Alumínio na saída do tubo de raios X e executar o passo 6 e 7.
- 8) Realizar os passos 6,7 e 8 até atingir 4 mm de alumínio.
- 9) Substituir as placas de Alumínio por uma placa de Cobre e executar o passo de 6 e 7.
- 10) Adicionar à placa de Cobre, uma placa de 1 mm de Al na saída do tubo de raios X e executar o passo 6 a 11 até atingir duas placas de Cobre e 4 mm de Al.

## Anexo C – TKEP, TK70, TKII ou TKDP, Fluoroscopia e Grafia.

## PLANILHA 1 - TKEP

DATA:

ELETRÔMETRO:

Cl:

**FLUOROSCOPIA****FOCO FINO****MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_**PULSADO** \_\_\_\_\_**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TKEP

1mm Al

kV	mA	TKEP

2mm Al

kV	mA	TKEP

3mm Al

kV	mA	TKEP

4mm Al

kV	mA	TKEP

**GRAFIA****FOCO GROSSO****MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_**PULSADO** \_\_\_\_\_**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TKEP

1mm Al

kV	mA	TKEP

2mm Al

kV	mA	TKEP

3mm Al

kV	mA	TKEP

4mm Al

kV	mA	TKEP

**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEP

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEP

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEP

**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEP

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEP

0,59 mm Cu + 4mm

kV	mA	TKEP

PLANILHA 2 – TK70

DATA:

ELETRÔMETRO:

**FLUOROSCOPIA**

**FOCO FINO**

**MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_

**PULSADO** \_\_\_\_\_

**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TK70

1mm Al

kV	mA	TK70

2mm Al

kV	mA	TK70

3mm Al

kV	mA	TK70

4mm Al

kV	mA	TK70

Cl:

**GRAFIA**

**FOCO GROSSO**

**MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_

**PULSADO** \_\_\_\_\_

**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TK70

1mm Al

kV	mA	TK70

2mm Al

kV	mA	TK70

3mm Al

kV	mA	TK70

4mm Al

kV	mA	TK70



**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TK70

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TK70

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TK70

**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TK70

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TK70

0,59 mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TK70

PLANILHA 3 – TKEII OU TKDP

DATA:

ELETRÔMETRO:

**FLUOROSCOPIA**

**FOCO FINO**

**MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_

**PULSADO** \_\_\_\_\_

**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TKEII OU TKDP

1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

Cl:

**GRAFIA**

**FOCO GROSSO**

**MAGNIFICAÇÃO** \_\_\_\_\_

**PULSADO** \_\_\_\_\_

**CONTÍNUO** \_\_\_\_\_

SEM FILTRAÇÃO ADICIONAL

kV	mA	TKEII OU TKDP

1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,28 mm Cu

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,28mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

**FLUOROSCOPIA**  
**FOCO FINO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

**GRAFIA**  
**FOCO GROSSO**  
**MAGNIFICAÇÃO \_\_\_\_\_**  
**PULSADO \_\_\_\_\_**  
**CONTÍNUO \_\_\_\_\_**

0,59 mm Cu

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 1mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 2mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 3mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP

0,59 mm Cu + 4mm Al

kV	mA	TKEII OU TKDP



2mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

3 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

4 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				





0,29 mm Cu + 2 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 3 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 4 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				



Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,58 mm Cu + 2 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,58 mm Cu + 3 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,58 mm Cu + 4 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				





3 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

4 mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
Medida 1				
Medida 2				
Medida 3				
Medida 4				
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Medida 1										
Medida 2										
Medida 3										
Medida 4										
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 1mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 2mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 3mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

0,29 mm Cu + 4mm Al **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

ESCALA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
MÉDIA										
DP										

0,58 mm Cu **RUN** \_\_\_\_\_

	kV	mA	CIRC. INT	CIRC. EX
MÉDIA				
DP				

