INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

ALEXANDRE MACIEL ROLIM

ESTIMATIVA DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PELO TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE (SSDE) NO PROTOCOLO DE ABDOME TOTAL EM UM HOSPITAL PÚBLICO DE PORTO ALEGRE

FLORIANÓPOLIS, 2022.

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

ALEXANDRE MACIEL ROLIM

ESTIMATIVA DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PELO TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE (SSDE) NO PROTOCOLO DE ABDOME TOTAL EM UM HOSPITAL PÚBLICO DE PORTO ALEGRE

Dissertação de Mestrado Profissional apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Proteção Radiológica, do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina (IFSC), como requisito para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientadora: Profª Drª Daiane Cristini Barbosa de Souza
Co-orientadora: Profª Ma. Charlene da Silva

FLORIANÓPOLIS, 2022.

FICHA CATALOGRÁFICA

ESTIMATIVA DE DOSE EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PELO TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE (SSDE) NO PROTOCOLO DE ABDOME TOTAL EM UM HOSPITAL PÚBLICO DE PORTO ALEGRE

ALEXANDRE MACIEL ROLIM

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Proteção Radiológica e aprovada na sua forma final pela banca examinadora do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* – Mestrado Profissional em Proteção Radiológica, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 01 de abril, 2022.

Banca examinadora:

Daiane Cristini Barbosa de Souza

Assinado de forma digital por Daiane Cristini Barbosa de Souza
Dados: 2022.04.20 13:05:10 -03'00'

Daiane Cristini Barbosa de Souza, Drª.

Charlene da Silva

Assinado de forma digital por Charlene da Silva
Dados: 2022.04.20 14:36:47 -03'00'

Charlene da Silva, Ma.

ANDREA HUHN:94743738091

Assinado de forma digital por ANDREA HUHN:94743738091
Dados: 2022.04.20 14:20:47 -03'00'

Andrea Huhn, Drª.

Marcos Araquem Scopel

Marcos Araquem Scopel, Dr.

Marcus Vinicius Linhares de Oliveira

Assinado de forma digital por Marcus Vinicius Linhares de Oliveira
Dados: 2022.04.20 08:28:28 -03'00'

Marcus Vinicius Linhares de Oliveira, Dr.

A todos que deixei feliz nesta caminhada,
o quão foi importante para eu saber.

AGRADECIMENTOS

Ao grande amigo, incentivador e Mestre Luis Fernando Kranz, pelas palavras e caminhos seguidos. Ao Mestre Leonardo Chalhoub, o *Data Scientist* mais *workaholic* que conheci, pelo excelente trabalho e palavras e, não menos, a essa incrível Doutora Daiane Cristini Barbosa de Souza, por acreditar e incentivar como nunca nos passos seguidos.

A Fé nos faz crer no incrível,
Ver o invisível e
Realizar o impossível.

RESUMO

A Tomografia Computadorizada (TC) é um dos métodos de diagnóstico por imagem mais realizada no mundo. A dose recebida pelo paciente durante o exame pode ser estimada por meio do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada ($CTDI_{vol}$) e Produto Dose Comprimento (DLP) que independem do tamanho do paciente. A Estimativa de Dose por Tamanho Específico (SSDE) é um parâmetro estabelecido em 2011 pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), que permite estimar a dose de acordo com o tamanho de cada paciente. O objetivo desse estudo consistiu em estimar as doses recebidas decorrentes de exposições médicas em exames de tomografia abdominal, levando em consideração os diferentes tamanhos específicos da circunferência abdominal dos pacientes. A metodologia utilizada consistiu em um estudo documental retrospectivo que avaliou 856 exames de TC abdominal total, observando apenas uma única fase de aquisição das imagens, levantados aleatoriamente por meio do acesso das imagens médicas disponíveis no sistema *Picture Archiving and Communication System* (PACS) do serviço participante. As informações extraídas dos exames avaliados foram: idade, sexo, kVp, mAs, pitch, $CTDI_{vol}$ e o *scan length*. Por meio dos diâmetros anteroposterior e lateral medidos, foi determinado o diâmetro efetivo (D_{eff}), extraídos os fatores de conversão do *Report* 204 da AAPM e calculados os valores de SSDE dos exames avaliados. Após, foi realizado um teste de significância com o Método de *Shapiro-Wilk*, como resultado, foi encontrada uma diferença entre os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% para ambos os sexos, que se acentuou ainda mais quando comparado em quartis do diâmetro efetivo, no qual a diferença foi de aproximadamente 57% para ambos os sexos. Os valores de SSDE encontrados neste estudo foram 1,3 vezes maiores do que os valores de $CTDI_{vol}$, sendo a maior diferença observada no primeiro quartil de diâmetro efetivo com SSDE 1,6 vezes maior do que $CTDI_{vol}$. A estimativa de dose por SSDE foi mais fidedigna, pois retratou as variações na anatomia dos pacientes. Por isso, estimar doses em TC por SSDE é uma forma mais conservadora do ponto de vista de proteção radiológica.

Palavras-chaves: Tomografia Computadorizada; Dose de Radiação; Exposição à Radiação; Circunferência Abdominal; Proteção Radiológica.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) is one of the most widely performed diagnostic imaging methods in the world. The dose received by the patient during the exam can be estimated using the Computed Tomography Dose Index (CTDIvol) and Dose Length Product (DLP) that are independent of patient size. Size-Specific Dose Estimation (SSDE) is a parameter established in 2011 by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), which allows dose estimation according to the size of each patient. The aim of this study was to estimate the doses received from medical exposures in abdominal CT scans, considering the different specific abdominal circumference sizes of the patients. The methodology used consisted of a retrospective documental study that evaluated 856 total abdominal CT scans, observing only a single phase of image acquisition, randomly collected by accessing the medical images available in the Picture Archiving and Communication System (PACS) of the participating service. The information extracted from the scans evaluated were age, gender, kVp, mAs, pitch, CTDIvol and scan length. By means of the measured anteroposterior and lateral diameters, the effective diameter (Deff) was determined, the conversion factors from the AAPM Report 204 were extracted, and the SSDE values of the evaluated exams were calculated. Then, a significance test was performed with the Shapiro-Wilk method. As a result, a difference was found between CTDIvol and SSDE values above 30% for both genders, which became even more pronounced when compared in quartiles of the effective diameter, in which the difference was approximately 57% for both genders. The SSDE values found in this study were 1.3 times higher than the CTDIvol values, with the largest difference observed in the first quartile of effective diameter with SSDE 1.6 times higher than CTDIvol. The dose estimation by SSDE was more reliable because it depicted the variations in the anatomy of the patients. Therefore, estimating CT doses by SSDE is a more conservative way from the radiological protection point of view.

Keywords: Computed Tomography; Radiation Dose; Exposure to Radiation; Abdominal circumference; Radiological Protection.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 8
2. JUSTIFICATIVA 11
3. OBJETIVO GERAL 13
a. Objetivos específicos 13
4. REVISÃO DE LITERATURA 14
4.1 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante 14
4.2 Dosimetria em Tomografia Computadorizada 15
4.3 Indicadores de Dose em Tomografia Computadorizada 17
4.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI) 18
4.3.2 Produto Dose Comprimento (DLP) 22
4.3.3 Estimativas de Dose Baseadas no Tamanho Específico do Paciente (SSDE) 22
4.4 Estudos Dosimétricos em TC utilizando o SSDE 25
4.5 Proteção Radiológica 26
4.6 Programas computacionais para Dosimetria em Tomografia Computadorizada 27
5. MÉTODO 29
5.1 Delineamento da pesquisa 29
5.1.1 Local do estudo 29
5.1.2 Amostra de dados 30
5.1.3 Determinação dos Diâmetros AP, LAT e Efetivo D_{eff} 30
5.2 Análise e Organização dos dados 32
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO 33
6.1 Categorização dos Dados 34
6.2 Análise do $CTDI_{vol}$ por faixa etária e sexo 36
6.3 Análise do DLP por faixa etária e sexo 37
6.4 Determinação dos Diâmetros AP, LAT e D_{eff} 38
6.5 Determinação do SSDE 43
6.6 Comparação $CTDI_{vol}$ x SSDE 45
6.7 Determinação da dose Efetiva 50
7. CONCLUSÃO 53
REFERÊNCIAS 54

APÊNDICE A **62**
APÊNDICE B – DADOS COLETADOS **75**

1. INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (TC) representa uma das mais importantes técnicas radiológicas para o diagnóstico em saúde no mundo. Esta técnica possui vantagens quando comparada a outros métodos de diagnósticos por imagem, pois proporciona a visualização de estruturas anatômicas nos planos sagital, coronal e axial, além de possibilitar uma significativa diferenciação entre os tecidos (MEDEIROS, 2009; SANTOS, 2014).

O constante avanço tecnológico da TC ao longo dos últimos anos, como modo de aquisição de imagens para o diagnóstico em saúde, fez crescer sua aplicação e facilitou o acesso para grande parte da população ao ponto de ser uma das mais importantes técnicas de diagnóstico por imagem existente (JORNADA e SILVA, 2014).

Um notável exemplo da evolução no número de exames de tomografia ocorre nos Estados Unidos. Em 1980, por exemplo, eram cerca de 3 milhões de procedimentos, já em 2006 a marca de 60 milhões já havia sido ultrapassada. Mais recentemente, em 2016, foram realizados mais de 84 milhões de procedimentos. Uma indicação clara da relevância da tomografia como método diagnóstico (NCRP, 2019).

Esse aumento expressivo ocorre devido aos recursos que a TC possui e que trazem melhorias significativas ao diagnóstico médico, substituindo outras modalidades diagnósticas em virtude da sua velocidade, eficiência e precisão. Porém, sua prática contribui para o aumento da exposição do homem à radiação. O número crescente de indicações e a facilidade de acesso levaram também a um aumento significativo tanto do número de pacientes expostos à radiação ionizante, bem como das quantidades de dose entregue a esses paciente, devido à realização de exames de maior complexidade, tais como a angiotomografia (ROMANO *et al.*, 2015).

Por isso, o maior desafio na TC, e em outras modalidades que utilizam radiação ionizante, é obter a redução da dose dos exames mantendo a qualidade da imagem suficiente para o diagnóstico. Este processo é conhecido como otimização, e pode ser aplicado a diversos protocolos e procedimentos. Além da otimização, o controle de qualidade (CQ) tem sido outro importante meio de garantir a segurança do paciente quanto à exposição à radiação, pois ao realizar a calibração rotineira do equipamento assegura o controle e conhecimento das exposições ocorridas.

Na prática da radiologia diagnóstica a otimização das doses, ou o equilíbrio entre a qualidade diagnóstica da imagem e a dose mínima necessária, ocorre por meio da redução ou alteração de parâmetros técnicos do exame de modo que não comprometa o diagnóstico clínico. Em TC, é possível incluir essa prática nos mais diversos protocolos pré-definidos no equipamento. Exemplos de parâmetros que podem ser alterados são: tensão (kV), corrente (mA), fator de passo (*pitch*), combinação de detectores, filtros de compensação, etc. (BUSHONG, 2010). Tais escolhas precisam ser acordadas entre toda equipe multidisciplinar envolvida: médicos, técnicos/tecnólogos em radiologia, engenheiros clínicos e físicos. Em contrapartida, devem-se utilizar dispositivos de avaliação da qualidade de imagem para verificar as perdas de sinal ou de informações que podem ser fundamentais para o diagnóstico preciso.

As doses decorrentes de exames de TC são uma preocupação internacional. De acordo com o *United Nations Environment Programme* (2016), as exposições médicas contribuem para 3,2 mSv, sendo que somente a TC representa 1,5 mSv. Dentre os diversos protocolos de TC realizados, é a TC abdominal e pélvica a que mais tem contribuído com as doses coletivas nos EUA chegando a 38,4% (NCRP, 2019). Devido a isso, diversas formas de monitorar a dose recebida pelo paciente têm sido implantadas nos sistemas operacionais de TC, como por exemplo: $CTDI_{vol}$ (do inglês *Computed Tomography Dose Index*) e o DLP (do inglês, *Dose Length Product*).

Apesar de muito utilizado, o $CTDI_{vol}$ não informa a dose efetiva ou absorvida pelo paciente, e sim a quantidade de radiação emitida pelo equipamento detectada por meio de objetos simuladores, os *phantom* de Polimetilmetacrilato *(PMMA*). O DLP, produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento da área escaneada, permite estimar as doses recebidas pelos pacientes, mas possui limitações, uma vez que não considera o tamanho real do paciente e sim a geometria dos *phantom* utilizados (32 e 16 cm) (AAPM, 1990; AAPM, 2008; AAPM 2010). Por isso, em 2011, a Associação Americana de Física Médica (AAPM) estabeleceu uma nova metodologia para estimativas de doses mais precisas, baseadas no tamanho real dos pacientes: a Estimativa de Dose por Tamanho Específico (SSDE) que leva em consideração a circunferência dos pacientes.

Diante disso, o presente estudo teve por objetivo estimar a dose decorrente de exposições médicas em tomografia computadorizada abdominal total, levando em

consideração os diferentes tamanhos específicos (SSDE) da circunferência abdominal dos pacientes e, por meio disso, permitir uma comparação entre as diferentes formas de estimar as doses recebidas em TC, norteando-se na seguinte questão de pesquisa: *"Quais são os valores de dose estimados por SSDE e $CTDI_{vol}$ no protocolo de TC de abdome total?".*

2. JUSTIFICATIVA

Como já mencionado, nas últimas décadas o uso da TC vem aumentando consideravelmente (FRIEDLAND e THURBER, 1996; UNEP, 2016). Estima-se que no Reino Unido, dentre os procedimentos que fazem uso de raios X, a TC representa cerca de 40% da exposição para fins de diagnóstico à qual a população é submetida (ALDRICH, 2006). Nos Estados Unidos, a contribuição da radiação proveniente de exames de TC na dose coletiva, considerando diferentes modalidades, é de cerca de 63%. A segunda modalidade que mais contribui com a dose na população é a medicina nuclear com apenas 15% das doses (NCRP, 2019).

No presente cenário, em que a utilização da TC na prática médica torna-se cada vez mais comum, é fundamental que os exames sejam realizados de modo a minimizar a exposição dos pacientes à radiação. A dose do paciente em TC é estimada usando medições feitas em *phantom*. Baseia-se em um *phantom* de 32 cm, em pacientes que irão realizar qualquer tipo de escaneamento que envolve o corpo, e de 16 cm para estudos do crânio (AAPM, 2010). Porém, uma vez que não são feitas medições diretas da anatomia do paciente, e sabendo que o biótipo do paciente brasileiro difere significativamente do homem padrão no qual os *phantom* são baseados, estimar dose usando apenas esses índices nos deixa cada vez mais longe de uma estimativa de dose mais fidedigna.

Valores como $CTDI_{vol}$ e o DLP são métricas de dose que não levam em consideração a anatomia dos pacientes. Isso porque o $CTDI_{vol}$ não considera feixes largos, maiores do que 100mm, e estima a dose apenas para o padrão de 32 cm ou 16 cm. Esta estimativa independe do comprimento da varredura para determinar a dose absorvida, e o DLP é proporcional ao comprimento da varredura, mas não considera a área total da varredura, ou seja, o tamanho do paciente (DAMILAKIS, 2021). O que significa que nem o $CTDI_{vol}$ nem o DLP têm a intenção de ser um indicador da dose do paciente, porque se referem a um *phantom* padrão de PMMA (GRANATA, 2014).

Assim, o fator SSDE surge como um importante ajuste para essas estimativas, uma vez que é uma alternativa usada para mensurar a dose de acordo com a anatomia de cada paciente já que leva em consideração o diâmetro efetivo do paciente, podendo fornecer uma dose estimada de forma mais realista (AAPM, 2011).

Logo, a proposta deste estudo foi utilizar a metodologia da SSDE a fim de avaliar o impacto nos valores de dose dos exames analisados.

3. OBJETIVO GERAL

Estimar as doses decorrentes de exposições médicas em tomografia computadorizada abdominal realizadas em um hospital de grande porte da região sul do Brasil, levando em consideração os diferentes tamanhos específicos (SSDE) da circunferência abdominal.

a. Objetivos específicos

a) Categorizar os dados coletados de acordo com o gênero, faixa etária e diâmetro efetivo.
b) Analisar os valores coletados de $CTDI_{vol}$ e DLP de acordo com a faixa etária e gênero.
c) Determinar os diâmetros AP, LAT e D_{eff} para todos exames coletados.
d) Determinar os valores de SSDE por faixa etária e gênero.
e) Comparar os valores de $CTDI_{vol}$ com os de SSDE.
f) Estimar a dose efetiva por faixa etária e gênero.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

As radiações ionizantes são utilizadas pela medicina como ferramenta para diagnósticos de doenças. Até dezembro de 2021, segundo dados do Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES), existiam no Brasil, 94.166 equipamentos de diagnóstico por imagem que utilizam raios X, dos quais 5.971 eram tomógrafos. Desse total 5.808 estão em uso atualmente (CNES, 2021).

Embora o uso desse tipo de radiação traga benefícios para o paciente, como a detecção de tumores, fraturas e outras patologias associadas, seu uso indiscriminado pode trazer malefícios, tais como efeitos biológicos nos seres humanos. Estes efeitos podem ser divididos em determinísticos e estocásticos. Os determinísticos são efeitos em consequência da exposição a altas doses de radiação, são dependentes diretamente da dose e imediatos – tendo como exemplo, a morte celular, as queimaduras na pele, a esterilidade ou a ocorrência de cataratas (ICRP, 2007; D'IPPOLITO e MEDEIROS, 2005).

Os efeitos denominados estocásticos são caracterizados por se manifestarem meses ou anos após a exposição à radiação, não permitindo estabelecer claramente uma relação "causa e efeito". Este tipo de efeito está relacionado a exposições com baixas doses de radiação e com a frequência como as exposições às quais os profissionais das radiações ionizantes estão sujeitos (D'IPPOLITO e MEDEIROS, 2005). Nem todas as células, os tecidos, os órgãos e os organismos respondem igualmente à mesma dose de radiação. As diferenças de sensibilidade observadas seguem a Lei de Bergonié-Tribondeau (lei da radiossensibilidade das células) a qual diz: "a radiossensibilidade das células é diretamente proporcional a sua capacidade de reprodução e inversamente proporcional ao seu grau de especialização" (MAZZILLI, 2002; BUSHONG, 2010).

A radiossensibilidade dos órgãos está relacionada ao tipo de células que os compõem. No caso das células formadoras do sangue, estas são as mais sensíveis devido a sua taxa de reprodução ser rápida, por isso os órgãos responsáveis pela produção do sangue são os mais sensíveis à radiação. Contudo, a taxa de reprodução das células que formam um órgão não é o único critério para determinar a sensibilidade geral. No caso, o embrião em desenvolvimento também é composto de

células que se dividem muito rapidamente, com bom suprimento de sangue e rico em oxigênio. Portanto, os efeitos do embrião estão relacionados à morte pré-natal, morte neonatal, anormalidades congênitas, indução da malignidade, patologias relacionadas ao crescimento, efeitos genéticos e retardo mental (BUSHONG, 2010).

A sensibilidade à radiação do corpo está relacionada aos órgãos mais sensíveis que, por sua vez, depende das células mais sensíveis. Ou seja, os órgãos mais sensíveis são aqueles envolvidos na produção sanguínea, no sistema gastrointestinal e no sistema nervoso central (MAZZILLI, 2002).

A maior parte das alterações causadas pelas radiações ionizantes que afetam uma célula ou um organismo não são transmitidas a outras células ou a outros organismos. Devemos, porém, citar os danos causados ao material genético das células dos ovários e dos testículos. Esses danos podem ser transmitidos hereditariamente por meio da reprodução (MAZZILLI, 2002; BUSHONG, 2010).

Os efeitos causados pelas radiações ionizantes podem ser reversíveis. A reversibilidade de um efeito dependerá do tipo de célula afetada e da possibilidade de restauração desta célula. Existem, porém, os danos irreversíveis como o câncer e a necrose (MAZZILLI, 2002; BUSHONG, 2010).

Estudos mais recentes têm mostrado uma relação direta (dose *versus* resposta) entre o aumento na incidência de câncer com o aumento de exposições médicas em TC (UNSCEAR, 2020). No estudo de Shao *et al*. (2020) foi realizado um estudo de coorte entre os anos de 2000 a 2013 envolvendo cerca de 3,5 milhões de pacientes taiwaneses. Os resultados mostraram que pacientes que realizaram exames de TC apresentaram um risco maior de desenvolverem câncer de tireoide e leucemia, indicando a necessidade de controlar as exposições em TC, fornecendo assim, uma avaliação dos efeitos e riscos para a saúde devido à exposição à radiação (METTLER, 2012).

4.2 Dosimetria em Tomografia Computadorizada

A dose de radiação decorrente de exames de TC tem sido um tema muito discutido devido ao aumento no número de procedimentos de TC no mundo todo e às

doses relativamente altas que esses procedimentos podem entregar (REHANI *et al.,* 2020a).

Diversos estudos têm sido realizados com o objetivo de se conhecer as doses decorrentes de exames de TC. Um estudo realizado por Kim *et al.* (2016), utilizou um programa de monitoramento de dose para calculá-lo e comparar as doses de diferentes procedimentos, incluindo TC. De todas as modalidades avaliadas a TC e a tomografia por emissão de pósitrons (PET/CT) foram as que entregaram maiores doses aos pacientes. O estudo de Rehani *et al*. (2020b) avaliou mais de 8 mil pacientes submetidos a diversos exames de TC, com altas doses acumuladas chegando a 100 mSv. Como resultados, os autores identificaram que as justificativas do exames, o número de repetições, e falta de acompanhamento das doses recebidas são motivo de preocupação.

Segundo Damilakis (2021) a dosimetria em TC baseia-se principalmente nos índices de dose e no tamanho do paciente, mas outras ferramentas mais complexas, como Modelagem Monte Carlo, podem ser usadas para estimativas mais precisas das doses em órgãos e tecidos.

A maioria dos órgãos mais sensíveis à radiação podem ser encontrados na região que compreende o abdome (BORRAZ, 2010; ICRP 2007). Conforme o Colégio Americano de Radiologia (ACR) e da Sociedade Radiológica da América do Norte (RSNA) as doses de radiação decorrentes de exames de TC na região do abdome ficam entre 7,7 mSv a 15,4 mSv (ACR, 2021).

Na TC, considera-se que a dose é distribuída uniformemente, pois o feixe incide em 360°, em todas as direções, em torno do paciente, enquanto que na radiologia convencional, a dose diminui de forma contínua, enquanto a radiação atravessa o paciente. Outro fator considerável, em relação à dose em TC, é que o volume irradiado não é irradiado simultaneamente durante a aquisição das imagens (GEVENOIS, 2005; BUSHONG, 2010).

Para a determinação da dose decorrente de exposições médicas em TC, deve-se considerar que esta técnica difere da empregada na radiologia convencional. Além disso, de acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) o tamanho da área examinada impacta diretamente na dose recebida pelo paciente:

> "Na TC, como em outras modalidades de imagem, o tamanho do paciente desempenha um papel significativo na determinação da quantidade necessária de radiação para obter qualidade de imagem adequada para um determinado procedimento" (ICRP 135, 2017, p.80, tradução nossa).

No decorrer deste estudo utilizaram-se duas principais grandezas dosimétricas: dose absorvida e dose efetiva. Conforme a ICRP 103 (2007) a dose absorvida é uma medida da energia depositada pela radiação ionizante em um órgão ou tecido, já a dose efetiva é uma média ponderada da dose de cada órgão afetado, levando em conta a radiossensibilidade individual. Ainda de acordo com a ICRP 103, as exposições dos pacientes deve ser uma preocupação contínua da equipe profissional:

> "As exposições médicas de pacientes à radiação externa estão comumente relacionadas apenas a partes limitadas do corpo, e é importante que a equipe médica esteja totalmente ciente das doses para o tecido normal nos campos irradiados. Deve-se ter cuidado em tais situações para que não ocorram reações indesejáveis nos tecidos." (ICRP 103, 2007, p.126, tradução nossa).

Como o feixe de radiação é bem colimado na TC, sua irradiação é bem controlada evitando que órgãos mais sensíveis à radiação sejam irradiados. Isto é importante, pois o uso de blindagens protetoras em TC pode provocar artefatos na imagem. Sabe-se que imagens de alta resolução e baixo ruído entregam altas doses no paciente. O desafio em TC, assim como em todas as técnicas com o uso de raios X, é utilizar o feixe de radiação de forma eficiente, produzindo imagens para o diagnóstico com uma dose razoável ao paciente (BUSHONG, 2010).

4.3 Indicadores de Dose em Tomografia Computadorizada

Diversos países têm estabelecido Níveis de Referência em Diagnósticos (DRLs) para assegurar que a dose ao paciente seja a mais baixa possível, mas ainda mantenha um diagnóstico confiável. Em Portugal foi publicado um estudo onde foram avaliados os DRLs adultos e pediátricos onde se verificou que esses níveis estavam mais elevados que as recomendações europeias sugerindo uma maior padronização de protocolos (SANTOS, 2013). Os DRLs são estimados por meio de índices de dose em TC.

A TC possui indicadores de dose específicos, devido a todas as suas características. Os descritores mais utilizados são: o $CTDI_{vol}$ (*Computed Tomography Dose Index*) e o DLP (*Dose Length Product*) (CARBI, 2009; AAPM, 2008).

4.3.1 Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (CTDI)

Para a medição do índice de dose de radiação a qual os pacientes estão expostos em TC é necessário considerarmos a geometria utilizada nos exames e os princípios de aquisição de imagens utilizados nos equipamentos. A primeira grandeza importante é denominada Índice de Dose para Tomografia Computadorizada (CTDI), que é definida como a soma da dose absorvida ao longo da direção axial para uma rotação de 360º do tubo de raios X, dividido pela espessura irradiada (JESSEN, SHRIMPTON, GELEIJNS, PANZER, TOSI, 1999; KALENDER, 2005; BAUHS, 2008).

Segundo a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) nº 330 de 20 de Dezembro de 2019 e a Instrução Normativa nº 93 de 27 de Maio de 2021, regulamentam a medição do CTDI e na prática empregada nos Programa de Garantia de Qualidade (PGQ). Esta grandeza pode ser avaliada com uma câmara de ionização do tipo “lápis”, obtendo-se o $CTDI_w$ (ponderado). O $CTDI_w$ é o resultado da combinação do CTDI medido na região central ($CTDI_{center}$) e cinco pontos na periferia ($CTDI_{periphery}$) de um objeto simulador de paciente cilíndrico de polimetilmetacrilato (PMMA) conforme Equação 1 (IAEA, 2007; AAPM, 2011):

(1)

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p$$

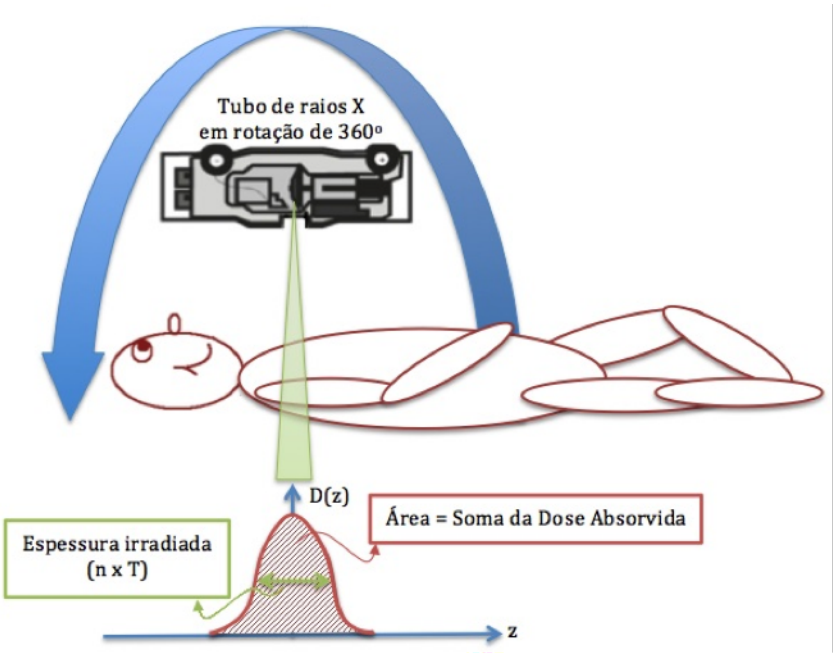
Em que:

$CTDI_c$: CTDI medido na região central

$CTDI_p$: média de quatro CTDI medidos na região periférica

Na Figura 1 é ilustrado a rotação de 360º do tubo de raios X ao redor do paciente definindo a espessura irradiada.

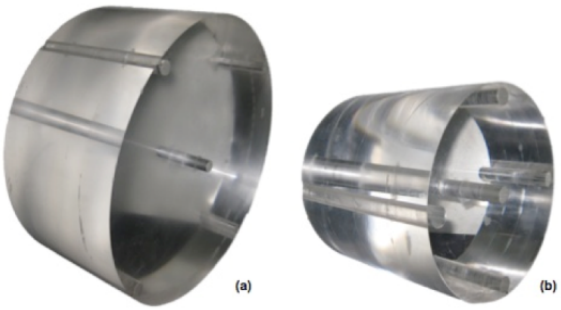
Figura 1 – Diagrama ilustrando a definição de CTDI



Fonte: Nersissian (2020).

Os fabricantes inserem as doses aplicadas nos tomógrafos utilizando um simulador cilíndrico (*phantom*) de PMMA para os exames de corpo com 32 cm e outro de 16 cm para exames de crânio (AAPM, 2010) representado na Figura 2.

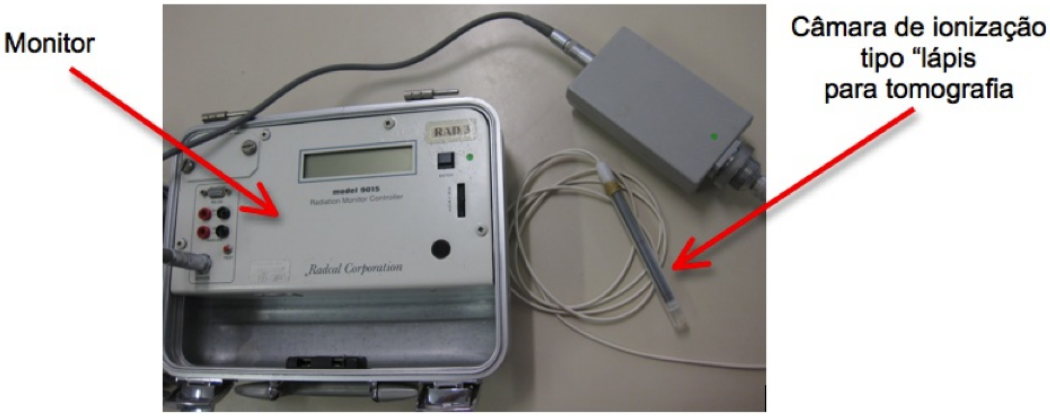
Figura 2 – *Phantom* de paciente para medição do CTDI: (a) Corpo 32 cm e (b) Crânio 16 cm



Fonte: Nersissian (2020).

Para detectar e avaliar a radiação emitida é utilizada uma Câmara de Ionização tipo “lápis” que possui um comprimento de 100 mm para detecção desses feixes de radiação (BUSHONG, 2006; IEC, 2002, 2006; AAPM, 2010), representada na Figura 3.

Figura 3 – Conjunto detector para medição do CTDI



Fonte: Nersissian (2020).

Os equipamentos modernos de TC possuem sistemas com múltiplos detectores (*multislice*) e suas aquisições são caracterizadas por um fator de passo, ao qual chamamos de *pitch* que é definido por a distância percorrida pela mesa por uma rotação de 360º do tubo de raios X (IEC, 2002) definido pela Equação 2:

(2)

$$p = \frac{I}{n \cdot T}$$

Em que:

I: distância percorrida pela mesa

n: número cortes para cada varredura

T: espessura nominal do corte

Relacionado ao *pitch* definimos o mAs efetivo dado pela Equação 3:

(3)

$$mAs_{efetivo} = \frac{mAs}{p}$$

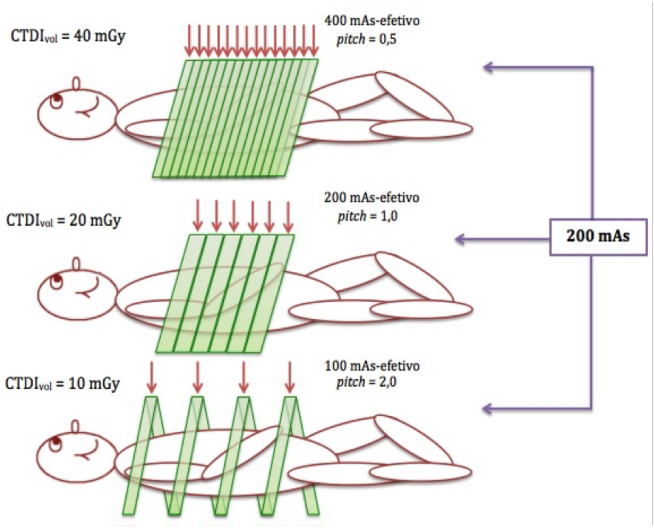
Em que:

mAs: configurado no protocolo de exame

p: *pitch*

Sendo assim um protocolo de exame configurado com 200 mAs utilizando-se de vários tamanhos de *pitch* teremos respectivamente vários resultados de mAs efetivo conforme exemplo da Figura 4.

Figura 4 – Para um mesmo mAs e diferentes valores de *pitch*, teremos diferentes mAs efetivos



Fonte: Nersissian (2020).

Nota-se que quanto maior for o valor do *pitch* menor será o mAs efetivo devido ao feixe de raios X passar por uma quantidade menor de tecido do paciente entregando uma menor quantidade de energia irradiada, ou seja, a dose é inversamente proporcional ao tamanho do *pitch*, quanto menor o *pitch* maior é a dose, quanto maior for o *pitch* menor a dose (PRIMAK, McCOLLOUGH, 2006; AAPM 2011).

Definimos então uma outra grandeza: o CTDI volumétrico ($CTDI_{vol}$), que nada mais é o $CTDI_w$ dividido pelo *pitch*, que representa a dose média de um corte da aquisição (IEC, 2006), dada pela Equação 4:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \tag{4}$$

Em que:

$CTDI_w$: CTDI ponderado

p: *pitch*

O CTDI é medido em mGy e informam uma exposição no paciente, mas é importante dizer que ele não informa a dose real do paciente. CTDI é uma métrica de dose onde podemos comparar diferentes equipamentos de tomografia e os tipos de protocolos utilizados (BUSHONG, 2006).

4.3.2 Produto Dose Comprimento (DLP)

Outra leitura de dose introduzida nos estudos da radiação em TC devido aos volumes irradiados, é o Produto Dose Comprimento (DLP), em que o $CTDI_{vol}$ é multiplicado pelo comprimento irradiado durante o exame, é apresentado em unidades mGy e é definido conforme a Equação 5 (AAPM, 2010; VERDUN e GUIERREZ, 2007; SEERAM, 2004; WOLBARST, 1993):

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \tag{5}$$

Em que:
$CTDI_{vol}$: CTDI volumétrico
L: comprimento irradiado durante exame

A energia de radiação total depositada no corpo de um paciente pode ser estimada multiplicando a dose em uma fatia pela distância (comprimento) escaneada ao longo do corpo. A vantagem do DLP é que é relativamente fácil de determinar para cada exame do paciente. Muitos scanners podem calculá-lo automaticamente e exibir o valor como parte das informações do paciente. Os valores de DLP quando combinados com outros fatores podem ser usados para calcular a dose efetiva para o paciente (SPRAWLS, 2020).

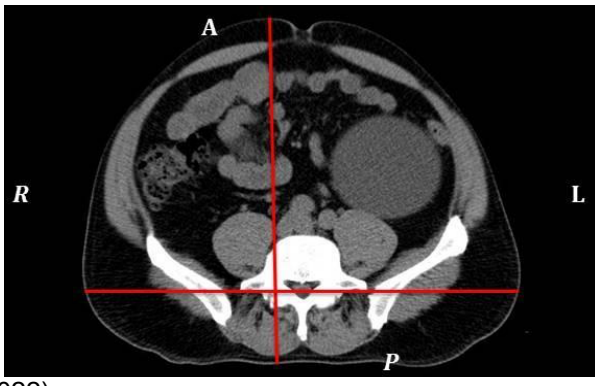
4.3.3 Estimativas de Dose Baseadas no Tamanho Específico do Paciente (SSDE)

Para se estimar as doses recebidas por pacientes submetidos a exames de tomografia com maior eficácia, deve ser levado em consideração o tamanho do

paciente (ICRP, 2017). Em 2011 a AAPM publicou o Report nº 204 que recomenda uma abordagem para verificação da dose em cada paciente individualmente, utilizando estimativas de dose baseadas nesse tamanho específico do paciente - do inglês *Size-Specific Dose Estimates* (SSDE), usando um fator de conversão para cada paciente, de acordo com o diâmetro efetivo (AAPM 2011).

Como as medidas AP e LAT são individuais para cada paciente, a partir do uso desse fator de conversão teremos a dose estimada ajustada pelo tamanho da anatomia do paciente em questão (AAPM 2011; BOONE, 2011). Na Figura 5 é apresentado um modelo de medição realizada no abdome na altura da cicatriz umbilical.

Figura 5 – Ilustração para demonstrar as medições AP e LAT



Fonte: do próprio autor (2022).

Depois de realizada as medidas AP e LAT, calcula-se o Diâmetro Efetivo (D_{eff}) dado pela Equação 6:

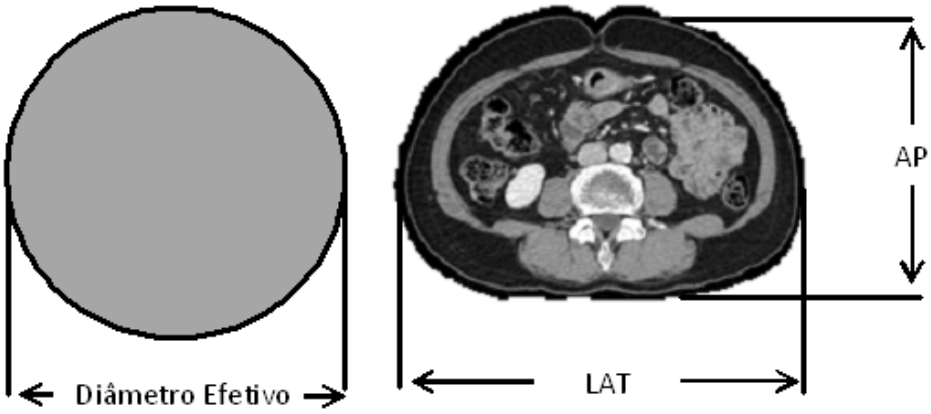
$$D_{eff} = \sqrt{\mathrm{AP} \times \mathrm{LAT}} \tag{6}$$

Em que:
AP: medida ântero posterior
LAT: medida lateral

O Diâmetro Efetivo (D_{eff}) representa o diâmetro do paciente de um determinado local do corpo ao longo do eixo Z (transição craniocaudal), supondo que o paciente

tenha uma seção transversal circular e pode ser pensado como a área circular de um corte no paciente como mostra a Figura 6.

Figura 6 – Ilustração do Diâmetro Efetivo



Fonte: do próprio autor (2022).

Um fator dependente do tamanho específico do paciente pode ser usado para estimar a sua dose nos seus diferentes tamanhos, e estende-se a pacientes grandes e pequenos. Essa dose pode ser subestimada principalmente em pacientes pequenos devido à utilização de um *phantom* de 32 cm (AAPM, 2011).

Como limitações, o SSDE permite estimar a dose no centro de uma determinada faixa de TC mas não leva em consideração as variações da dose com base nas variações do comprimento do exame. Além disso, a presunção com SSDE é que os pacientes sejam centralizados no gantry da TC, de forma que os efeitos de ampliação sejam minimizados. Finalmente, o SSDE não pode ser usado para estimar a dose do órgão e, portanto, não pode ser usado para estimar a dose efetiva. Embora o SSDE seja uma estimativa de absorvida, nem ele nem $CTDI_{vol}$ são apropriados para estimar diretamente a dose efetiva, em vez disso, o DLP é usado para este fim, uma vez que um fator de conversão *fator k* pode se multiplicado pelo DLP permitindo uma estimativa da dose efetiva do paciente (BRINK, 2012; SENSAKOVIC, 2021).

4.4 Estudos Dosimétricos em TC utilizando o SSDE

Atualmente há uma gama de estudos que têm utilizado o SSDE como forma de estimativa de dose em TC. Alguns desses estudos têm comparado as doses informadas no tomógrafo com as doses obtidas pelo SSDE, como no estudo realizado por Brady *et al*. (2012) que utilizou radiografias prévias da TC (*scout, surview, localizer*) para obter as medidas AP e LAT e assim chegar ao D_{eff} , chegando a uma diferença de 35% na dose final usando o fator de correção da AAPM (2011) em comparação a dose informada pelo tomógrafo.

O estudo de Li *et al.* (2017) calculou a dose de radiação através da SSDE aplicando o fator de correção do *Report* nº 204 da AAPM (2011). Como resultado mostrou que a dose para os pacientes que realizam TC abdominal pode ser muito diferente entre $CTDI_{vol}$ e SSDE. Enquanto O'Neill *et al.* (2018) no seu estudo usou o Índice de Massa Corporal (IMC) para calcular o Diâmetro Efetivo (DE) e aplicar o fator de correção da AAPM para calcular o SSDE.

No Brasil, Kikuti *et al.* (2013) calcularam a dose através do DLP extraído do relatório de dose gerado pelo tomógrafo em exames de abdome, utilizando apenas a medida LAT e o fator de correção correspondente conforme a publicação da AAPM *report* 204 (2011). Após isso comparou os valores de DLP com valores de dose obtidos por meio de um *phantom* com um dosímetro termoluminescente (TLD) e constatou uma variação de 5% para mais na dose calculada por TLD em comparação com o DLP.

Na Indonésia, Anam *et al*. (2016) utilizou um algoritmo capaz de reconhecer as bordas do corpo do paciente para então automatizar o contorno de estruturas e determinar os D_{eff} dos 46 exames avaliados. Como resultado, os autores conseguiram determinar o SSDE dos pacientes de forma mais rápida e correlacionar a diminuição do diâmetro do paciente com um aumento do valor do SSDE, para exames do crânio, e a diminuição do diâmetro do paciente com uma diminuição do valor do SSDE, nos exames de tórax.

Um estudo indiano relatou dados de exposição à radiação dos pacientes durante exames de TC de cabeça, tórax, pelve e abdome realizados em um tomógrafo *multislice* de 16 canais. A exposição à radiação foi estimada usando o método SSDE

e comparando-o com o $CTDI_{vol}$. Os resultados mostraram variação nos valores nas doses estimadas pelos métodos CTDI e SSDE em todos os exames, e que os parâmetros CTDI não devem ser usados para especificar a dose do paciente durante procedimentos de TC (CHOUDHARY *et al.,* 2019).

De forma geral, observa-se que pesquisas em diversas partes do mundo vêm mostrando a relevância de estudos no que tange a dose em TC por meio da SSDE, incluindo também as métricas de dose $CTDI_{vol}$ e DLP.

4.5 Proteção Radiológica

É crescente o empenho de profissionais e entidades reguladoras preocupadas em encontrar meios para reduzir a dose de radiação nos pacientes submetidos a exames de TC (AAPM, 2011; ELIAS JUNIOR, 2013; AAPM, 2014; UNSCEAR, 2017; AAPM, 2019).

Ao avaliar a qualidade da imagem para verificar perdas de sinal ou informações, podemos fazer em três níveis: verificação do CTDI, quantificação dos parâmetros de qualidade de imagem com objeto simulador físico, e avaliação da qualidade de imagens clínicas de simuladores antropomórficos (ou peças anatômicas). Os resultados provenientes destas três etapas devem ser comparados e o protocolo “otimizado” deverá ser escolhido como base, principalmente, na qualidade da imagem antropomórfica. Após este estudo, é necessário ainda avaliar o impacto na qualidade da imagem de pacientes, não só de objetos simuladores. Para isto, deve-se acordar, com o serviço de saúde, como serão implementados os protocolos otimizados na rotina clínica, sempre voltado para o benefício do paciente (AAPM, 1993).

De modo geral, existem várias formas de promover a otimização de dose nos exames de TC, tanto no momento da realização do exame como em discussões clínicas, para isso é fundamental que todos envolvidos busquem manter-se constantemente atualizados, sem perder o foco do que é mais relevante para o diagnóstico de cada paciente. Um estudo realizado Whitebird *et al.* (2020) relatou as dificuldades enfrentadas por 26 gestores em serviços de saúde no processo de otimização da dose em TC nos Estados Unidos. Entre as seis dificuldades encontradas pode-se destacar a variabilidade nos protocolos de TC e variações no equipamento. O fato indica a necessidade de realização de treinamentos constantes

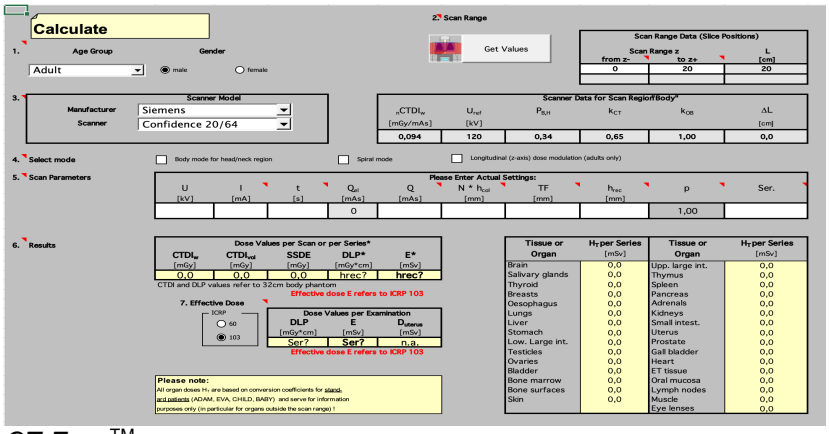
com a equipe multidisciplinar abordando novas tecnologias e recursos disponibilizados pelos fabricantes de tomógrafos. Quando esses treinamentos são realizados periodicamente e os protocolos são então revisados podem impactar de forma positiva na redução das doses e na otimização da proteção radiológica (ROMANO *et al.,* 2015).

4.6 Programas computacionais para Dosimetria em Tomografia Computadorizada

Atualmente existem diversos *softwares* para cálculo de dose de radiação em pacientes que foram submetidos a exames de TC que têm sido utilizados em alguns estudos de estimativas de dose pelo mundo, entre eles pode-se destacar o *CT-Expo*™ e o *VirtualDose*™ (GAO, 2017).

O *CT-Expo*™ é um software que foi empregado em 1999 na Alemanha, com base em métodos computacionais o programa permite cálculos de vários valores como dose no Ar, $CTDI_{vol}$, DLP e dose efetiva e oferece uma série de recursos exclusivos, como cálculo de dose específico de gênero para todas as faixas etárias (adultos, crianças, recém-nascidos) (STAMM, 2002). A Figura 7 mostra a interface inicial do *software*.

Figura 7 – Interface do Software CT-Expo™ V 2.6

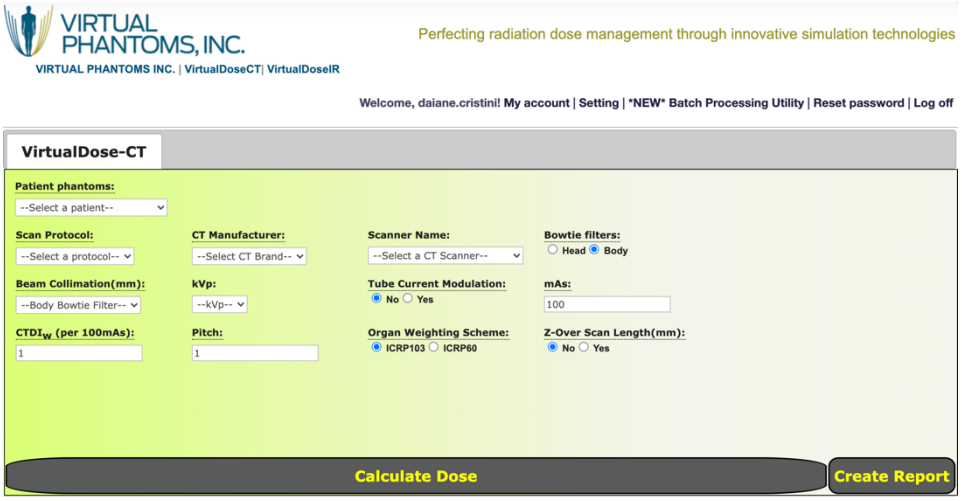


Fonte: *Software CT-Expo*™.

O software *VirtualDose*™ é baseado na tecnologia avançada de "paciente virtual" desenvolvida em 2012 nos Estados Unidos e tem a capacidade de estimar as doses de TC usando os mais recentes tomógrafos, novas recomendações do ICRP,

modo de programação de *software* moderno e *phantom* de paciente anatomicamente realistas cobrindo o 50º percentil de adultos, crianças em diferentes idades (recém-nascido, 1-, 5-, 10 e 15 anos), uma mulher grávida em três estágios gestacionais (3, 6 e 9 meses), e pacientes obesos com diferentes pesos corporais (DING, 2015). A Figura 8 mostra a interface inicial do *software*.

Figura 8 – Interface do Software VirtualDose™



Fonte: *Software VirtualDose*™.

Esses e outros softwares podem auxiliar principalmente na estimativa de doses efetivas e doses em órgãos, além de realizarem cálculos para estimar valores de CTDIvol, DLP e SSDE.

5. MÉTODO

Este estudo consistiu em um estudo quantitativo, documental e retrospectivo. Foi conduzida de acordo com os preceitos da Resolução do Ministério da Saúde do Conselho Nacional de Saúde no 466/2012 e 510/2016 e Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais (LGPD) Lei nº 13.853/2019. Obteve aprovação do Comitê de Ética do Hospital Nossa Senhora Da Conceição, CAAE nº 42937621.0.0000.5530, sob parecer nº 4.534.873 em 10 de fevereiro de 2021 (ANEXO A).

5.1 Delineamento da pesquisa

A coleta foi realizada de 1º de janeiro a 31 março de 2021, apartir da extração dos dados das imagens do sistema *PACS* (*Picture Archiving and Communication System*), de pacientes apartir de 18 anos de idade que realizaram exames do abdome total em uma única fase de aquisição, toda essa aquisição foi realizada com modulador de dose (Smart mA) acionado. Foram medidas as dimensões anteroposteriores (AP) e lateral (LAT) da anatomia do paciente, medido na altura da cicatriz umbilical, para obtenção do diâmetro efetivo do abdome e extraídos do relatório de dose do tomógrafo o CTDI, DLP, e fatores técnicos (kVp, mAs, *Pitch*), que permitiram a estimativa de dose por meio da nova metodologia proposta no *Report* nº 204 da AAPM.

5.1.1 Local do estudo

O Hospital Nossa Senhora da Conceição (HNSC) pertence ao Grupo Hospitalar Conceição (GHC) que é reconhecido nacionalmente como a maior rede pública de hospitais do Sul do país. Conta com atendimento 100% SUS, ofertando 1.391 leitos, e é responsável pela internação de mais de 46 mil pacientes por ano.

O HNSC possui um robusto Centro de Diagnóstico por Imagem (CDI) que, só em 2015, realizou 174.458 exames. O setor de imagem conta com duas salas de radiologia digital, uma sala para exames contrastados, uma sala de radiologia odontológica, uma sala de mamografia, sete salas de ecografia e duas salas de tomografia (GHC, 2022).

5.1.2 Amostra de dados

No total foram coletados dados de 856 exames de tomografia computadorizada de abdome total realizados de Janeiro a Março de 2021, de pacientes com mais de 18 de idade de ambos os sexos, de todas as raças, das unidades de Internação e Ambulatório do serviço participante. Os exames foram escolhidos por amostragem aleatória, e consistiram em tomografias abdominais de fase única. Estes dados foram coletados a partir das aquisições realizadas no tomógrafo *GE Revolution™ EVO* 64 canais, por meio do acesso ao sistema PACS do serviço participante. Todos os exames foram realizados com modulador de dose (*Smart* mA) acionado.

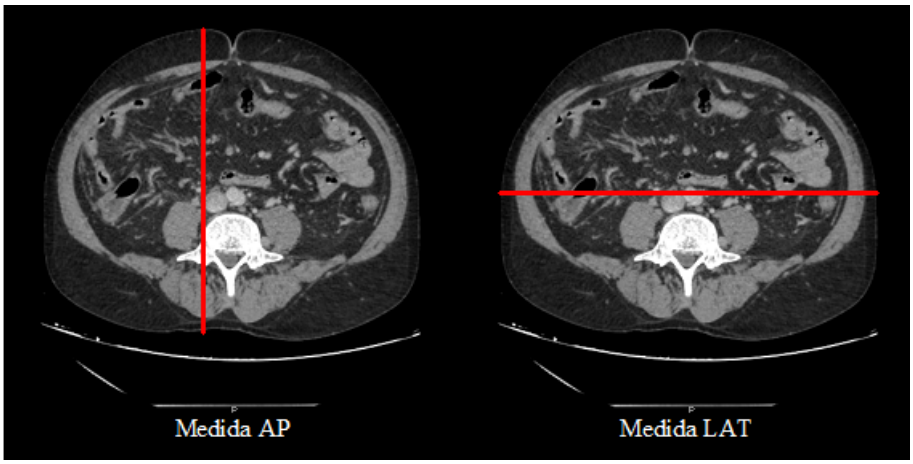
As informações obtidas a partir da análise das imagens tomográficas foram: idade, sexo, valores de $CTDI_{vol}$, DLP, comprimento de varredura, kV, mAs, *Pitch*, dimensão AP e LAT. No APÊNDICE A é apresentado o instrumento de coleta de dados, bem como os dados coletados utilizados nesta dissertação. Antes do início da coleta de dados verificou-se que o CQ do tomógrafo estava em dia.

Foram excluídos pacientes com hérnia umbilical e/ou cirurgia abdominal prévia na qual não era possível observar a cicatriz umbilical, e pacientes com os membros superiores estendidos ao longo do corpo, uma vez que membros superiores ao longo do corpo induzem o sistema de Controle de Exposição Automático (CAE) aumentar a espessura da região avaliada impactando diretamente na dose.

5.1.3 Determinação dos Diâmetros AP, LAT e Efetivo D_{eff}

Após a coleta de dados foram determinados os diâmetros anteroposterior (AP), diâmetro lateral (LAT) e diâmetro efetivo (D_{eff}) para cada indivíduo de acordo com o proposto pela AAPM (2011). Considerou-se como diâmetro AP a espessura em centímetros, de um corte transversal da região abdominal anterior para a região abdominal posterior do paciente; enquanto que para o diâmetro LAT considerou-se a espessura em centímetros de um corte transversal da lateral esquerda para direita da anatomia do paciente (Figura 9).

Figura 9– Representação das medidas Ântero Posterior (AP) e Lateral (LAT). A aferição das dimensões de cada paciente foi realizada utilizando o software de visualização *Arya®* de imagens fornecido pelo hospital.



Fonte: do próprio autor (2022).

As medidas foram obtidas a partir de um corte na região ao nível da cicatriz umbilical de cada paciente com a função régua fornecida pelo *software Arya®*.

A partir disso, calculou-se o D_{eff} utilizando a Equação 7:

$$D_{eff} = \sqrt{\mathrm{AP} \times \mathrm{LAT}} \tag{7}$$

Em que:

D_{eff}: Diâmetro efetivo (cm)

AP: Dimensão anteroposterior de um corte transversal (cm)

LAT: Dimensão lateral de um corte transversal (cm)

Em seguida, utilizando os D_{eff} de cada paciente determinou-se os fatores de conversão (f) utilizando a Tabela 1D do *Report 204* AAPM (ANEXO B). Cada fator de conversão foi multiplicado pelo $CTDI_{vol}$ informado para cada paciente a fim de determinar a SSDE da região anatômica estudada utilizando a Equação 8:

$$\mathrm{SSDE} = f \; x \; CTDIvol \tag{8}$$

Em que:
SSDE: Estimativa de dose por tamanho do paciente (mGy)
$CTDI_{vol}$: Índice de dose em Tomografia Computadorizada (mGy)
f: Fator de conversão da AAPM

Por fim, a dose efetiva (E) foi obtida por meio da Equação 9 utilizando o fator de conversão k 0,015 mSv·(mGy·cm)$^{-1}$ para a região do abdome:

$$E = k \; x \; DLP \tag{9}$$

Em que:
E: Dose Efetiva (mSv)
k: Fator de conversão (mSv·(mGy·cm)$^{-1}$)
DLP: Produto dose comprimento (mGy.cm)

5.2 Análise e Organização dos dados

Após a coleta dos dados e da determinação dos valores de SSDE para cada amostra, foi realizado um teste de significância para avaliar a normalidade da amostra com o Método de *Shapiro-Wilk*. As informações foram organizadas e separadas em grupos de acordo com o gênero, faixa etária e diâmetro dos pacientes em planilhas no *Microsoft Excel®*.

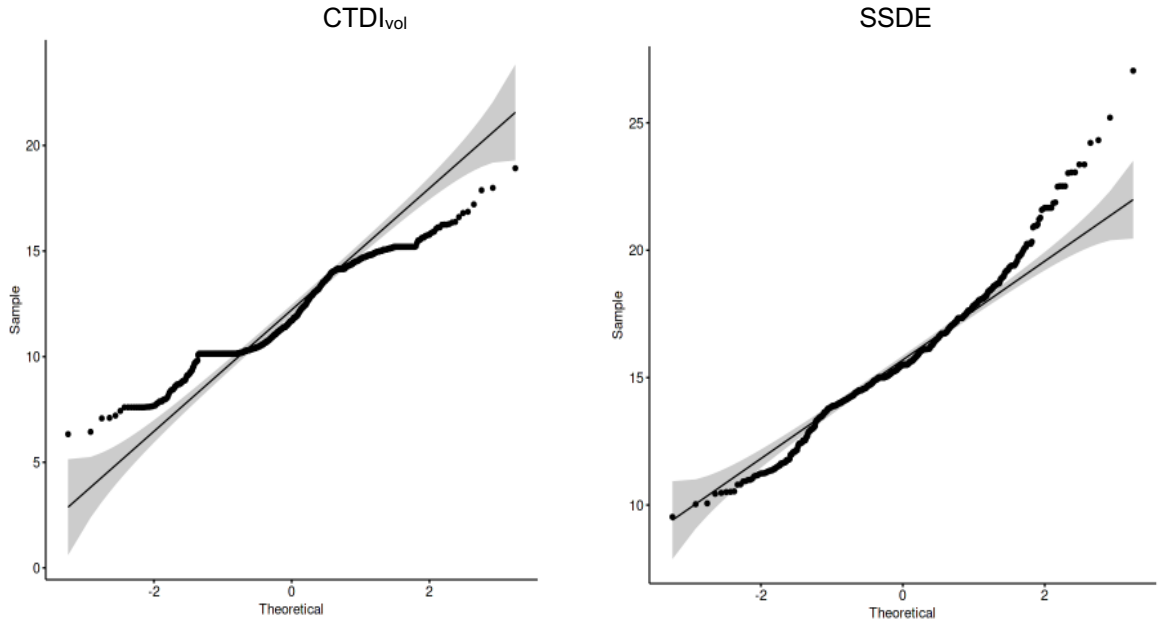
A estatística descritiva foi utilizada para analisar os resultados do estudo. Foi realizada uma análise estatística com a linguagem *open source* R v4.1.1 (2021) (REVELLE, 2020; R CORE TEAM, 2021; WICKHAM *et al.,* 2021). Posteriormente, as seguintes correlações foram feitas: $CTDI_{vol}$ por faixa etária e gênero; DLP por faixa etária e gênero; SSDE por faixa etária e gênero e $CTDI_{vol}$ *versus* SSDE. Essas correlações foram realizadas utilizando a plataforma *Kaggle®*, que é amplamente utilizada na área de análise de dados (*Data Science)*.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo teve por objetivo estimar as doses recebidas por pacientes decorrentes de exposições médicas em tomografia computadorizada abdominal, levando em consideração os diferentes tamanhos específicos (SSDE) da circunferência abdominal dos pacientes. Os resultados obtidos foram organizados em tópicos e são descritos a seguir.

Inicialmente foi realizado um teste de significância para avaliar a normalidade da amostra com o Método de *Shapiro-Wilk*. Testando as duas variáveis escopo deste estudo, o $CTDI_{vol}$ e SSDE, percebeu-se que ambas não aderiram à normalidade, $p < 0,05$. No caso do $CTDI_{vol}$ existiram muitas observações de valor baixo demais ou alto demais (Q-Q plots como ambas as extremidades se distanciam da linha). No caso do SSDE, houve distorção apenas na extremidade superior, isto é, houve muitas observações com valores altos demais em relação ao esperado, como mostra a Figura 10.

Figura 10 - Q-Q plots mostrando a normalização dos dados



Fonte: do próprio autor (2022).

Em análises estatísticas, é muito comum encontrar em amostras do mundo real certas distorções, como as encontradas aqui. Outro ponto importante é que falhar em

rejeitar a hipótese nula do teste de Shapiro-Wilk pode ser uma indicação de que a amostra utilizada não é grande o suficiente. Como o propósito deste trabalho é exploratório, e não preditivo, o tratamento mais aprofundado dos dados não é considerado necessário (winsorização, por exemplo) e essa diferença nas suas extremidades serão mostradas no estudo.

6.1 Categorização dos Dados

Foram obtidas 856 amostras de exames tomográficos de abdome total realizados em uma única fase de estudo (venosa) do primeiro trimestre de 2021. Estes dados foram coletados a partir das aquisições realizadas no tomógrafo *GE Revolution™ EVO* 64 canais.

Os resultados foram agrupados primeiramente por gênero: feminino (n= 427) e masculino (n= 429). Após isso, os dados foram agrupados em cinco faixas etárias: 18-29 anos (55 exames M/29 F/26 que corresponde a 6,42%), 30-39 anos (67 exames M/31 F/36 que corresponde a 7,82%), 40-49 anos (98 exames M/39 F/59 que corresponde a 11,44%), 50-59 anos (185 exames M/90 F/95 que corresponde a 21,61%) e Idosos (451 exames M/240 F/211 que corresponde a 52,68%).

Tabela 1: Categorização dos dados - gênero masculino.

Categoria de dados	Média (Desvio padrão)	Máximo	Mínimo
Idades (anos)	58,80 (15,39)	89	18,0
Faixas etárias:			
18-29 anos (n= 29)	24,15 (14,77)	29	18
30-39 anos (n= 31)	35,55 (2,60)	39	30
40-49 anos (n= 39)	44,60 (2,94)	49	40
50-59 anos (n= 90)	54,74 (2,82)	59	50
Idosos (n= 240)	69,56 (6,35)	89	60
Comprimento Scan (cm)	48,05 (4,63)	63,50	36,90
$CTDI_{vol}$ (mGy)	11,85 (2,20)	18,92	7,08

DLP (mGy)	574,34 (140,72)	1.092,63	273,60
Diâmetro AP (mm)	241,81 (40,96)	385,30	137,34
Diâmetro LAT (mm)	329,93 (37,78)	430,32	242,78
Diâmetro Efetivo (cm)	28,31 (3,85)	39,42	18,67

Fonte: do próprio autor (2022).

Por fim, foram calculadas as médias, mínimo e máximo para os seguintes parâmetros: comprimento de varredura (*Scan Length*), $CTDI_{vol}$, DLP, diâmetro ântero Posterior (AP), Lateral (LAT) e Efetivo (D_{eff}). Nas tabelas Tabela 1 e 2 são apresentados os resultados detalhados para cada gênero.

Tabela 2: Categorização dos dados - gênero feminino.

Categoria de dados	Média (Desvio padrão)	Máximo	Mínimo
Idade (anos)	57,03 (15,03)	86	18
Faixas etárias:			
18-29 anos (n= 26)	24,15 (14,77)	29	18
30-39 anos (n= 36)	35,55 (2,60)	39	30
40-49 anos (n= 59)	44,60 (2,94)	49	40
50-59 anos (n= 95)	54,74 (2,82)	59	50
Idosos (n= 211)	69,56 (6,35)	86	60
Comprimento do Scan (cm)	44,89 (4,06)	62,62	31,48
$CTDI_{vol}$ (mGy)	11,48 (2,15)	17,88	6,33
DLP (mGy)	516,78 (125,75)	921,84	266,94
Diâmetro AP (mm)	237,45 (37,38)	354,41	144,39
Diâmetro LAT (mm)	339,55 (41,50)	451,44	228,66
Diâmetro Efetivo (cm)	28,37 (3,79)	38,54	18,19

Fonte: do próprio autor (2022).

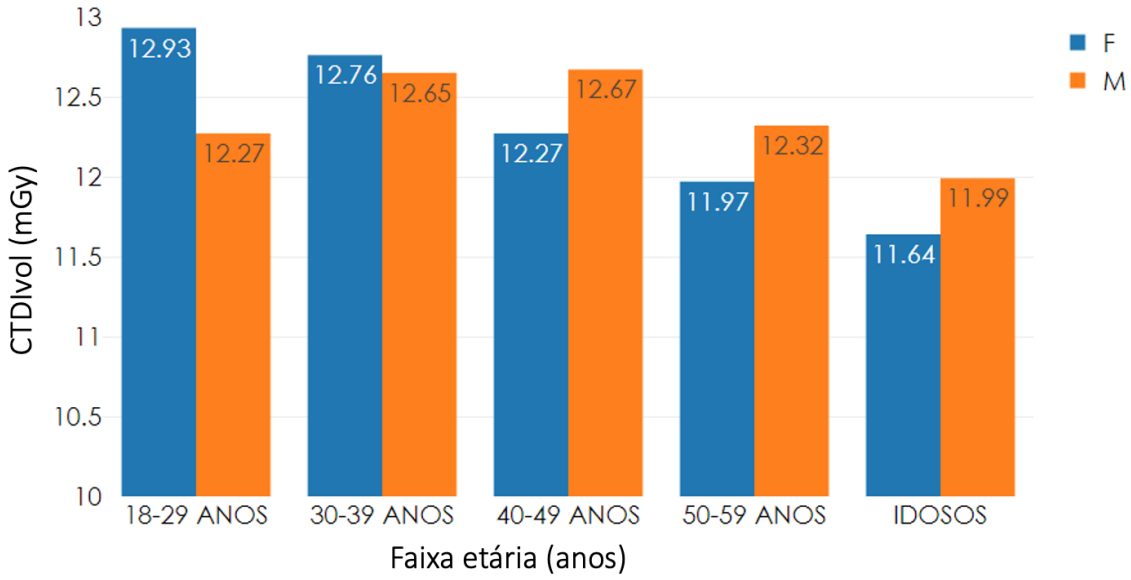
Os dados coletados foram agrupados em cinco faixas etárias a fim de realizar uma exploração mais detalhada da dose entre as idades encontradas no estudo. Dentre os dados apresentados nas Tabelas 1 e 2, quatro deles foram extraídos diretamente do Relatório de Dose do sistema de tomografia; idade, comprimento do *scan*, $CTDI_{vol}$ e DLP.

O comprimento do *scan* foi obtido por meio da posição inicial e final da mesa de exame. Ele é utilizado pelo sistema de tomografia computadorizada na estimativa do DLP, também pode ser utilizado como uma métrica para os processos de otimização, uma vez que reflete o tamanho da região anatômica exposta. Para pacientes do sexo masculino o comprimento médio de varredura foi de 48,05 cm (4,63), já para pacientes do sexo feminino foi de 44,89 cm (4,06), indicando uma maior extensão do hemicorpo para sexo masculino.

6.2 Análise do $CTDI_{vol}$ por faixa etária e sexo

O $CTDI_{vol}$ representa a exposição ocorrida para cada fatia ou corte realizado durante a varredura, e é obrigatoriamente apresentado no relatório de dose. Observando a separação dos dados de $CTDI_{vol}$ de acordo com a faixa etária dos pacientes que tiveram seus dados coletados, o maior valor médio de índice de dose ficou entre 18-29 anos para o sexo feminino, com $CTDI_{vol}$ médio de 12,93 mGy, contra 12,27 mGy para o sexo masculino (Figura 11). Nessa mesma faixa etária (18-29 anos) foi encontrada a maior diferença entre os valores de $CTDI_{vol}$, sendo de 0,66 mGy a mais para o sexo feminino. A menor diferença entre os valores de $CTDI_{vol}$ ocorreu na faixa etária de 30-39 anos com 0,11 mGy a mais também para o sexo feminino. Na média geral a dose para o sexo masculino foi de 11,85 mGy e para o sexo feminino foi de 11,48 mGy.

Figura 11 – Média do $CTDI_{vol}$ por faixa etária e gênero



Fonte: do próprio autor (2022).

Com base nos dados apresentados avaliou-se que a diferença encontrada entre os valores de $CTDI_{vol}$ de acordo com as faixas etária para diferentes gêneros pode ser justificado pela variação nos parâmetros de exposição (kV, mA, tempo de exposição) determinados de acordo com o biótipo do paciente e que representa as diferenças entre atenuação de tecido muscular ou gordura, que tipicamente variam de acordo com a idade e sexo (FORSBERG, et al. 1991). De acordo com Bredella (2017) pacientes do sexo feminino apresentam mais tecido adiposo subcutâneo na região abdominal, enquanto que pacientes do sexo masculino possuem mais tecido adiposo visceral na mesma região, podendo chegar até o dobro quando comparado às pacientes mulheres. Na investigação realizada pelo autor a atenuação em exames de TC foi menor em pacientes do sexo masculino, justificada pela menor presença de gordura subcutânea.

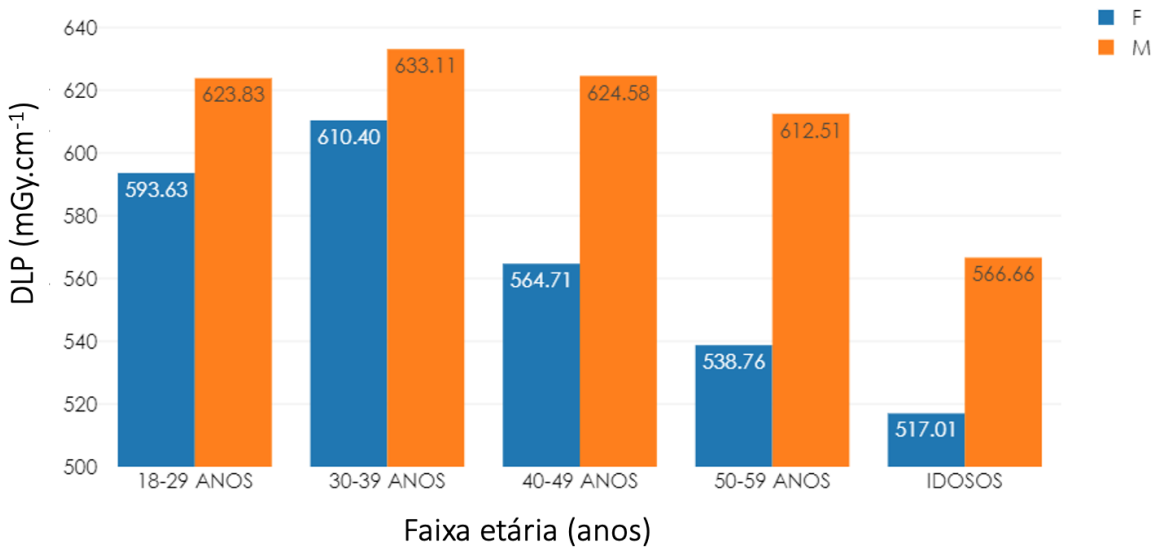
6.3 Análise do DLP por faixa etária e sexo

Como consequência da variação do comprimento de varredura, os valores de DLP, obtidos por meio do produto $CTDI_{vol}$ pelo *scan length,* também variaram para

pacientes masculinos (média 574,34 mGy.cm^{-1}) e femininos (média 540,98 mGy cm^{-1}).

Observando a separação dos dados de DLP por faixa etária e gênero, o maior valor médio ficou entre 30-39, anos para o ambos os sexos, com DLP médio de 633,11 mGycm^{-1} para o sexo masculino e 610,40 mGycm^{-1} para o sexo feminino como apresentado na Figura 12.

Figura 12 – Média do DLP por faixa etária e gênero



Fonte: do próprio autor (2022).

Entretanto, a maior diferença entre os valores de DLP foi encontrada na faixa etária de 50-59 anos, com 73,75 mGy a mais para o sexo masculino. Considerando que o DLP é determinado pelo produto do $CTDI_{vol}$ pelo comprimento de varredura, e que homens brasileiros possuem maior estatura (1,73 cm) quando comparados às mulheres (1,60 m), de modo geral, observou-se que os exames de TC realizados em pacientes masculinos tiveram maior área de varredura (48 cm), quando comparados com o sexo feminino (45 cm) (IBGE, 2019).

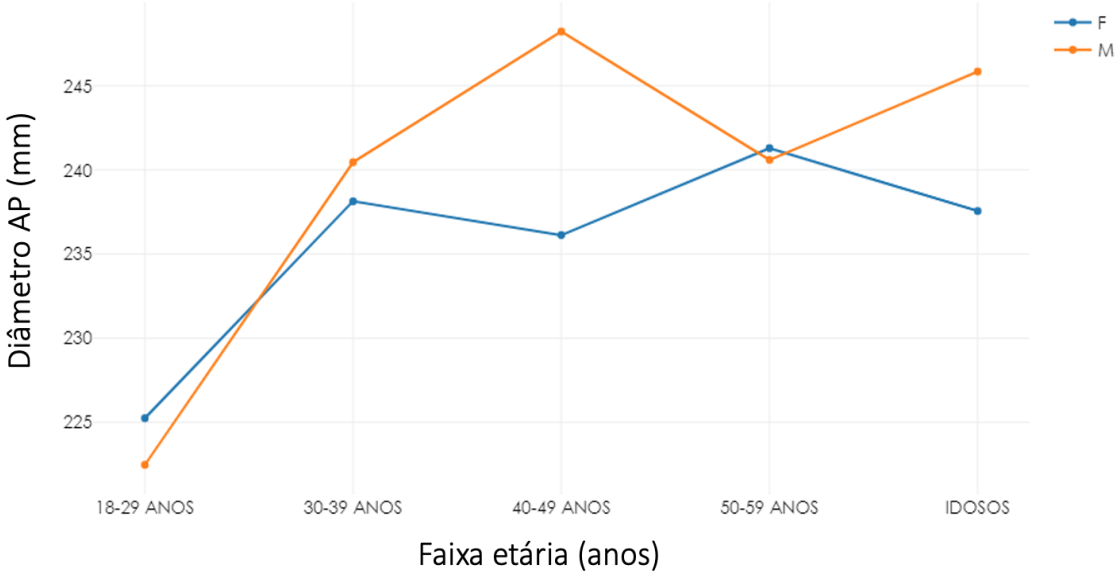
6.4 Determinação dos Diâmetros AP, LAT e D_{eff}

Os procedimentos para medir os diâmetros AP, LAT e D_{eff} foram realizados em cada uma das 856 dos exames tomográficos coletados, sendo que foi realizada pelo

software *Arya®*. O ponto anatômico utilizado nas imagens como referência para obtenção dos diâmetros AP e LAT foi à cicatriz umbilical (Figura 9).

Após a obtenção dos diâmetros AP e LAT utilizou-se a Equação 7 descrita para determinação do D_{eff}, conforme descrito no capítulo de Método. Com o D_{eff} determinado, uma comparação entre faixas etárias e diâmetro AP, faixas etárias e diâmetro LAT e faixas etárias e D_{eff} foi realizada e agrupada para cada gênero. Os resultados são apresentados nas Figuras 13, 15 e 17.

Figura 13 – Relação entre os valores médios do diâmetro AP por faixa etária e gênero



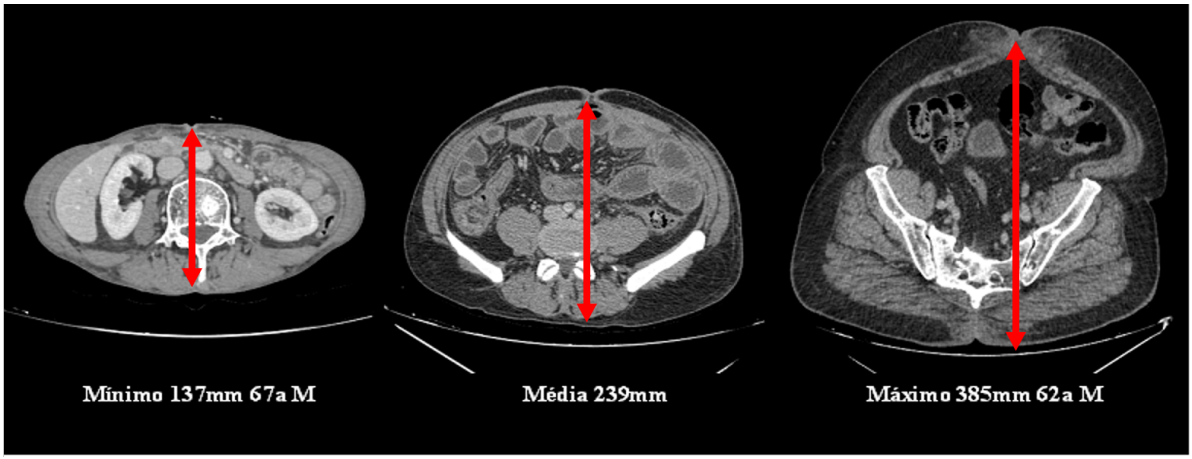
Fonte: do próprio autor (2022).

Considerando a faixa etária e o diâmetro AP, para o sexo masculino, o maior valor médio foi de 248 mm na faixa etária entre 40-49 anos, já para o sexo feminino o maior valor médio do diâmetro AP foi de 241 mm na faixa etária entre 50-59 anos.

A maior diferença entre pacientes masculinos e femininos ficou na faixa etária de 40-49 anos, na qual o sexo masculino ficou com uma média de 250 mm, enquanto o sexo feminino ficou 236 mm. Na média geral o sexo masculino obteve uma média de 241,81 mm e o sexo feminino uma média de 237,45 mm.

Na Figura 14 é apresentada uma representação das medidas de diâmetro AP mínima, média e máxima obtidas neste estudo.

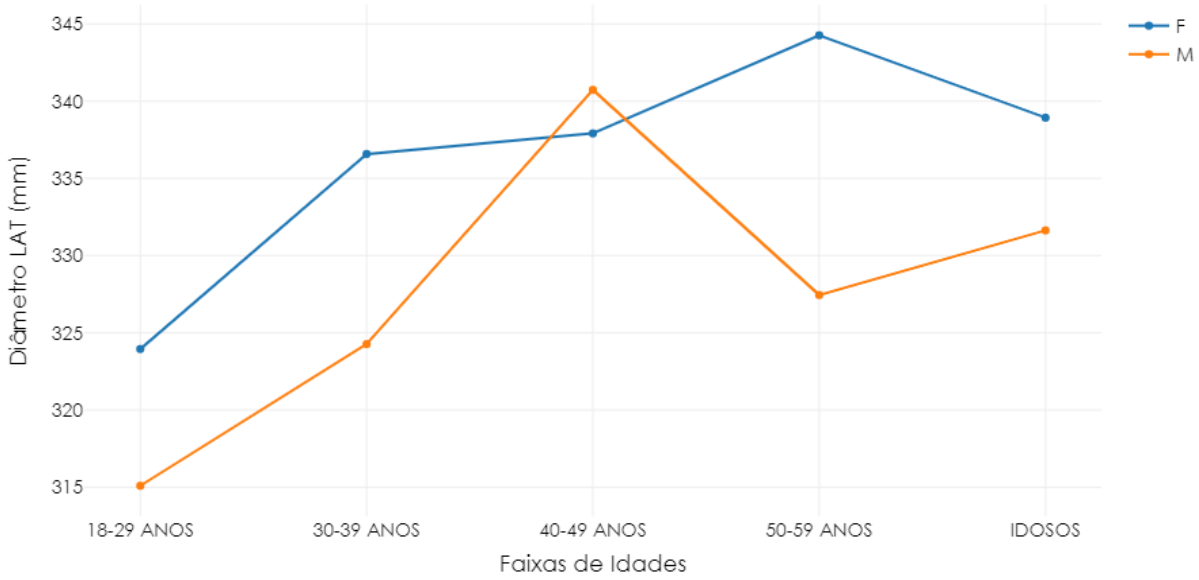
Figura 14 – Representação dos valores mínimo, médio e máximo do diâmetro AP para região abdominal a partir da cicatriz umbilical obtidos neste estudo



Fonte: do próprio autor (2022).

Na relação faixa etária e diâmetro LAT, o maior diâmetro LAT foi de 344 mm na faixa etária entre 50-59 anos para o sexo feminino e para o sexo masculino foi de 341 mm na faixa etária entre 40-49 anos. A maior diferença entre pacientes masculinos e femininos ficou na faixa etária de 50-59 anos, na qual o sexo masculino ficou com uma média de 328 mm, enquanto o sexo feminino ficou com 344 mm (Figura 15).

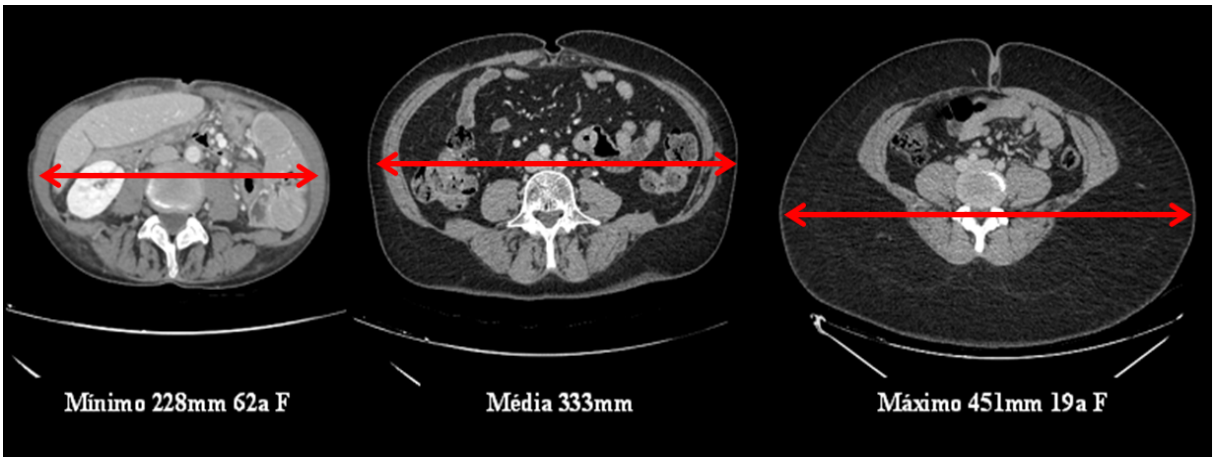
Figura 15 – Relação entre os valores médios do diâmetro LAT por faixa etária e gênero



Fonte: do próprio autor (2022).

Na média geral o sexo masculino obteve 329,17 mm e o sexo feminino 339,55 mm. Na Figura 16 é apresentada uma representação das medidas mínima, média e máxima de diâmetro LAT obtidas neste estudo.

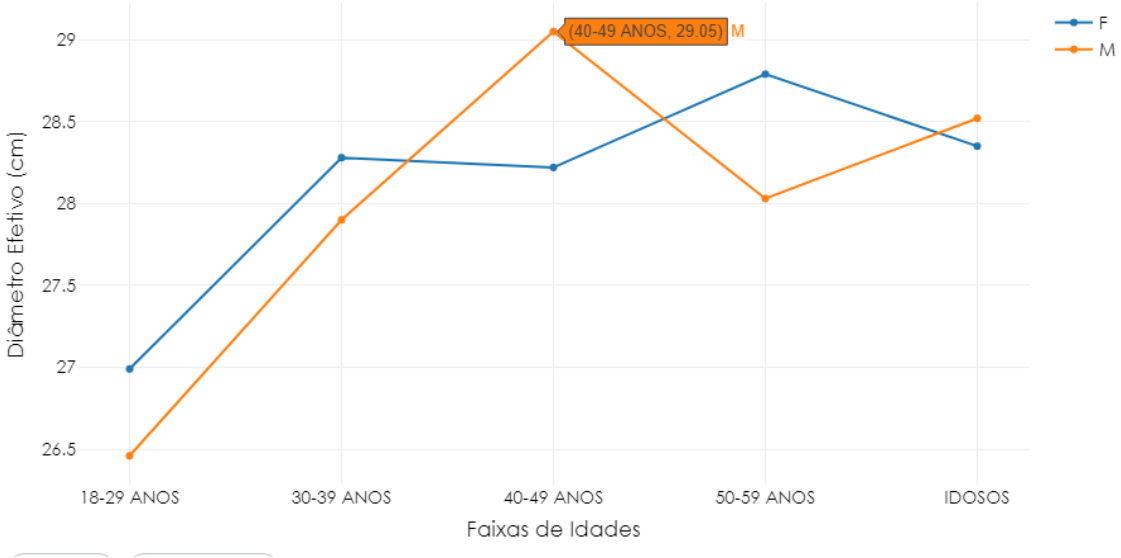
Figura 16 – Representação dos valores mínimo, médio e máximo do diâmetro LAT para região abdominal a partir da cicatriz umbilical



Fonte: do próprio autor (2022).

Para as medidas de D_{eff}, os maiores valores obtidos para o sexo masculino e feminino foi de 29,05 (40-49 anos) e 28,8 cm (50-59 anos) respectivamente (Figura17). Na comparação entre faixas etárias e sexos, observou-se uma maior diferença, porém discreta, entre os valores de D_{eff} na faixa etária de 40-49 anos, com D_{eff} médio de 29,05 cm para o sexo masculino, e 28,25 para o sexo feminino (Figura 17).

Figura 17 – Relação entre os valores médios do D_{eff} por faixa etária e gênero

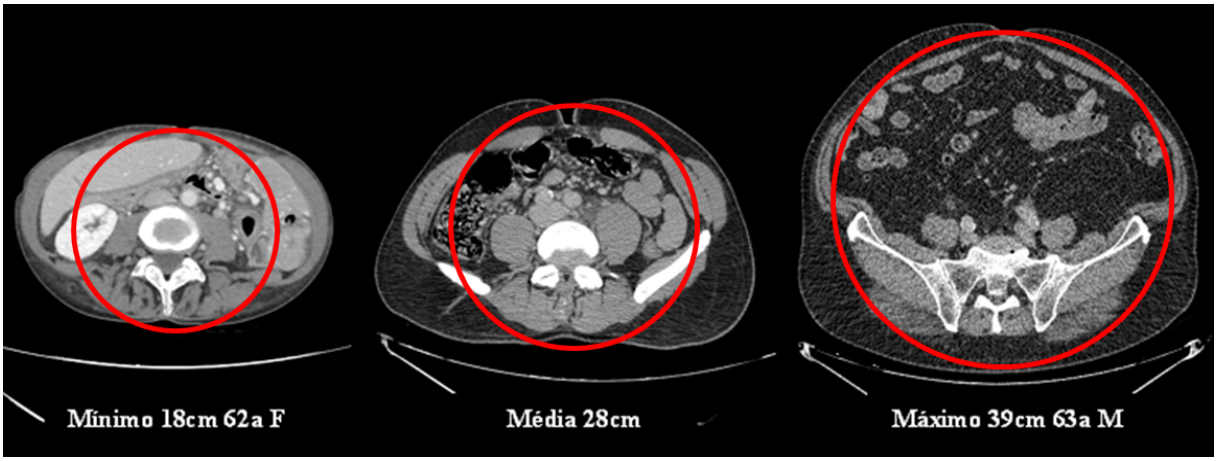


Fonte: do próprio autor (2022).

Na média geral o sexo masculino obteve uma média de 28.31 cm e o sexo feminino uma média de 28.37 cm.

Na Figura 18 é apresentada uma representação das medidas mínima, média e máxima de diâmetro efetivo obtidas neste estudo.

Figura 18 – Representação dos valores mínimo, médio e máximo do D_{eff} para região abdominal a partir da cicatriz umbilical



Fonte: do próprio autor (2022).

Com base nos resultados obtidos, acredita-se que diferenças encontradas ocorreram devido aos vários biótipos encontrados na população estudada (IBGE, 2019). Neste estudo optou-se por apresentar os valores de diâmetro AP, LAT e efetivo. Mas o valor de fato utilizado para consulta e determinação dos fatores de conversão nas tabelas da AAPM foi o diâmetro efetivo, por ser mais fidedigno uma vez que foi obtido por meio dos diâmetros AP e LAT.

De modo geral, pacientes do sexo masculino apresentaram maior valor médio de D_{eff} 29,05 cm (40-49 anos), sendo o maior valor unitário encontrado neste estudo 39 cm em pacientes de 62 e 63 anos do sexo masculino. Para as pacientes do sexo feminino, o maior valor médio de D_{eff} foi de 28,8 cm (50-59 anos), sendo o maior valor unitário encontrado neste estudo também de 39 cm em uma paciente de 47 anos do sexo feminino.

Em relação à altura do corte na qual os diâmetros AP e LAT foram medidos, alguns autores relatam terem feito as medidas em fatias em nível da região portal hepática, como é o caso do estudo de Imai *et al* (2015). Porém, as variações anatômicas típicas da região abdominal (astênico, hiperestênico e hipostênico)

precisam ser levadas em consideração pois vão variar de acordo com o biótipo do paciente. A AAPM recomenda que as medidas sejam realizadas no ponto médio da varredura, como descreve o *Report* 204 (2011), onde também poderá ocorrer uma variação das medidas, pois dependerá do ponto inicial e final da varredura.

6.5 Determinação do SSDE

Os valores de SSDE foram obtidos por meio da Equação 8, na qual se multiplicou o valor de $CTDI_{vol}$ pelo fator de conversão (f) conforme descrito no capítulo de Método. Os resultados agrupados por faixa etária e gênero são apresentados na Tabela 3 e Figura 19. Os resultados detalhados de todos dados de exames coletados são apresentados no APÊNDICE A.

Tabela 3: Valores médios de SSDE por faixa etária - gênero masculino e feminino

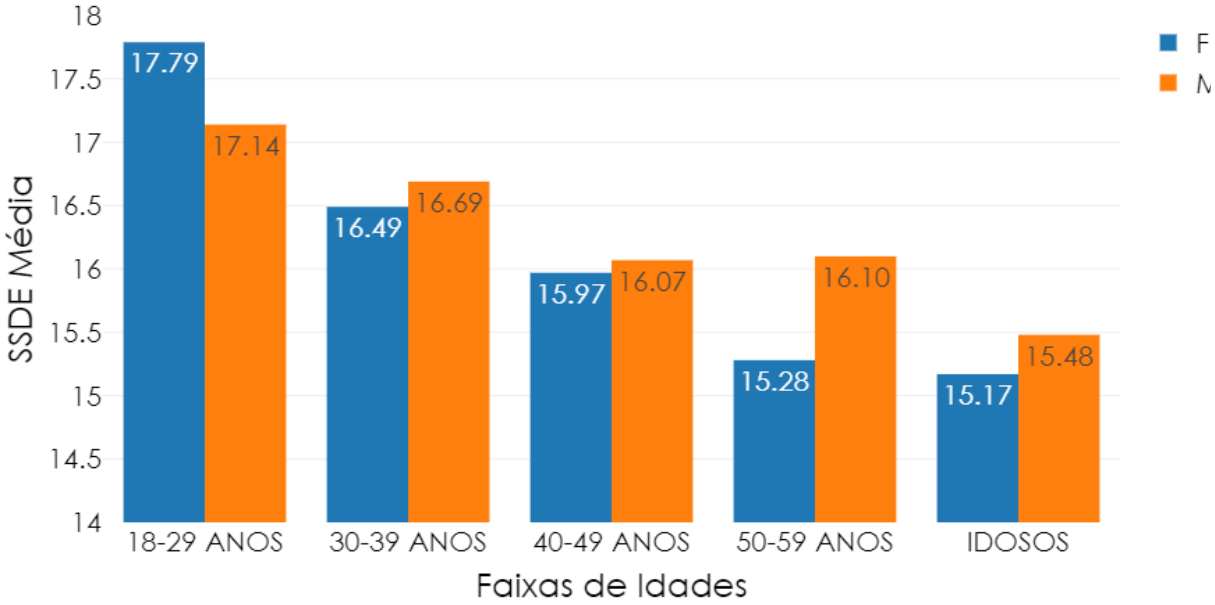
Categoria	SSDE médio (mGy) masculino	SSDE médio (mGy) feminino
Todas as idades:	15,56 (2,25)	15,37 (2,43)
Faixa etária:		
18-29 anos	17,14 (2,27)	17,79 (3,45)
30-39 anos	16,69 (2,50)	16,49 (2,14)
40-49 anos	16,07 (2,16)	15,97 (1,91)
50-59 anos	16,10 (2,18)	15,28 (2,02)
Idosos	15,48 (2,16)	15,17 (2,45)

Fonte: do próprio autor (2022).

Como podemos observar temos um comportamento decrescente, onde quanto maior a faixa etária menor o SSDE, exceto para a faixa dos 50-59 anos. Na Figura 19 observa-se que no agrupamento por faixa etária e gênero, o maior valor de SSDE ficou entre 18-29 anos (17,79 mGy) para o sexo feminino, e 17,14 mGy para o sexo

masculino. A diferença entre o valor de SSDE na mesma faixa etária foi de 0,65 mGy a mais para o sexo feminino.

Figura 19 – Valores médios do SSDE por faixa etária e gênero



Fonte: do próprio autor (2022).

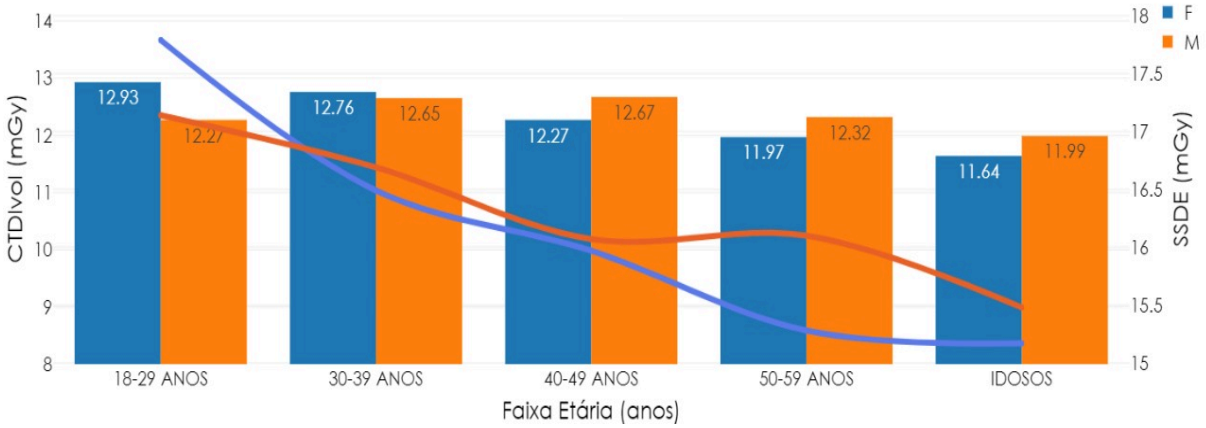
Alawi *et al.* (2021), em sua pesquisa sobre avaliação da densidade óssea, observou uma tendência de diminuição na densidade óssea conforme o avanço da idade. Neste estudo, a faixa etária de 18-29 anos obteve o menor diâmetro efetivo (Figura 17), em contrapartida obteve o maior $CTDI_{vol}$ (Figura 11). Uma vez que os valores de SSDE são obtidos a partir do produto do $CTDI_{vol}$ pelo fator de conversão (f), e que o valor de f aumenta com a diminuição do D_{eff}, os resultados obtidos mostram que nos pacientes mais jovens os valores de SSDE e $CTDI_{vol}$ são maiores. Isso pode ser explicado devido à utilização de maiores parâmetros de exposição (kV e/ou mA) nessa faixa etária, visto que ocorre uma maior absorção da radiação provavelmente associada a uma maior densidade óssea, e o contrário ocorre com pacientes idosos.

Em correspondência, o estudo de Favazza (2015) avaliou a relação entre $CTDI_{vol}$ e o diâmetro do paciente, mantendo constantes as técnicas radiográficas (mAs). Como resultado observou-se que para uma mesma técnica de exame, a dose do paciente diminui à medida que o tamanho do paciente aumenta. Esse fato justifica-se uma vez que a atenuação da radiação incidente aumenta conforme o aumento do volume ou espessura da região irradiada (BUSHONG, 2010).

6.6 Comparação $CTDI_{vol}$ x SSDE

Na comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE por faixa etária e sexo, ambos os sexos tiveram a maior média na faixa etária entre 18-29 anos, com o maior valor médio de 12,93 mGy ($CTDI_{vol}$), e 17,79 mGy (SSDE) ambos para o para o sexo feminino (Figura 20).

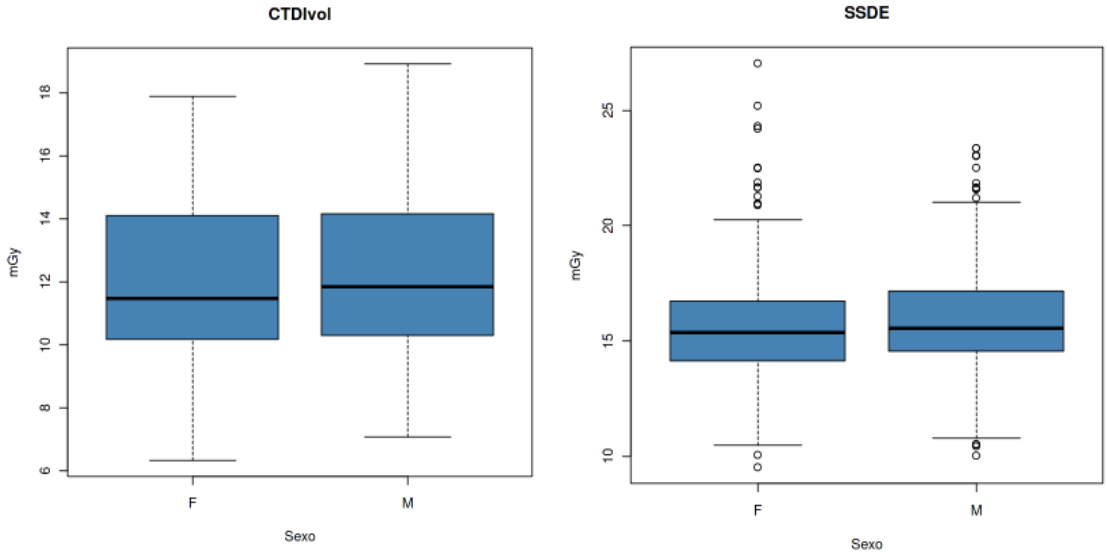
Figura 20 – Comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE por faixa etária e gênero



Fonte: do próprio autor (2022).

Na comparação da média geral do $CTDI_{vol}$ apenas entre gêneros, o sexo masculino ficou com média de 11,85mGy e o sexo feminino média de 11,48mGy. Para o SSDE, o sexo masculino obteve média de 15,56mGy e o feminino de 15,37mGy, uma diferença subnotificada entre $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% aproximadamente para ambos os sexo, respectivamente (Figura 21).

Figura 21 – Média Geral entre $CTDI_{vol}$ e SSDE

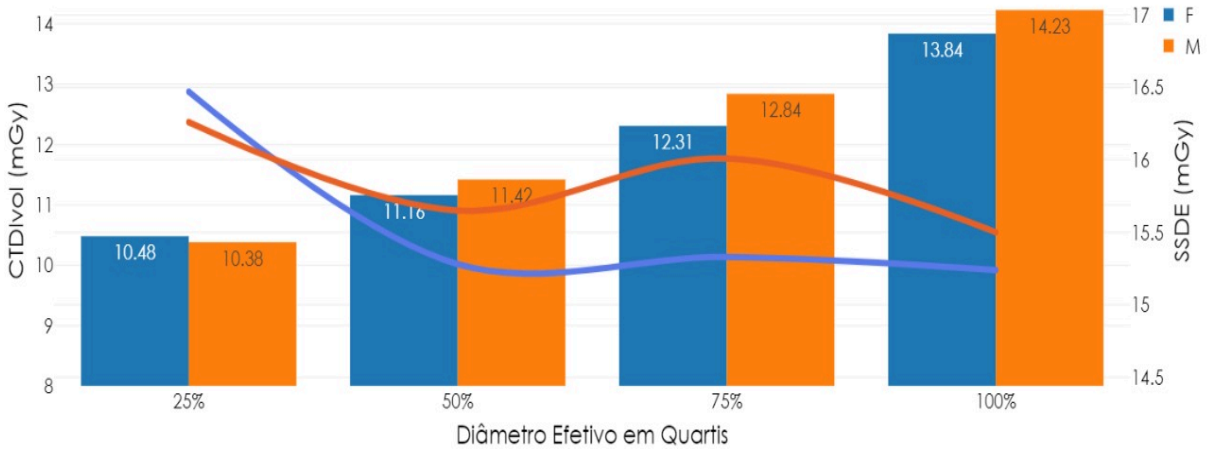


Fonte: do próprio autor (2022).

Com base nos dados apresentados na Figura 20, avaliou-se que a diferença encontrada entre os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE para diferentes gêneros e faixas etárias pode ser justificado pela diferente atenuação de tecido muscular ou gordura, que tipicamente varia de acordo com a idade e sexo, conforme discutido anteriormente (FORSBERG, et al. 1991; BREDELLA 2017).

Na comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE por quartis do D_{eff} entre os gêneros, como mostra a Figura 22, observamos que o primeiro quartil (25%) obteve a maior diferença de dose, onde a média do $CTDI_{vol}$ foi 10,38 mGy (M) e 10,48 mGy (F) e a média do SSDE foi 16,26 mGy (M) e 16,47 mGy (F) uma diferença aproximadamente de 57% de dose para ambos os sexos (Figura 22).

Figura 22 – Média entre $CTDI_{vol}$ e SSDE por diâmetro efetivo em quartis

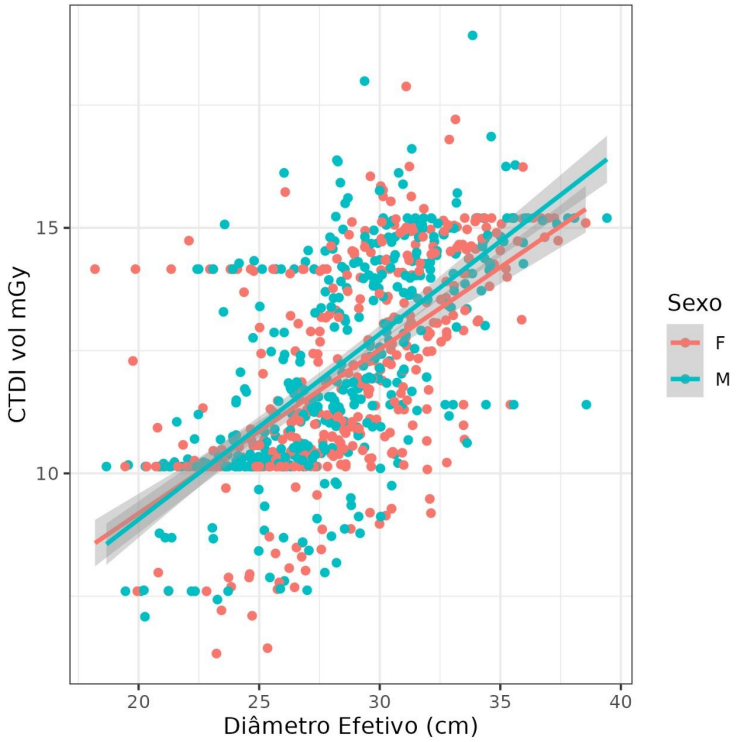


Fonte: do próprio autor (2022).

Os valores de SSDE encontrados neste estudo foram 1,3 vezes maiores do que os valores de $CTDI_{vol}$, sendo a maior diferença observada no primeiro quartil de diâmetro efetivo (18,2 cm), SSDE 1,6 vezes maior do que $CTDI_{vol}$. Isto sugere que o uso de $CTDI_{vol}$ em pacientes com diâmetro efetivo entre 18-26 cm pode não ser apropriado para estimar a dose do paciente, uma vez que subestima em um fator de 1,5 vezes. Diversos estudos têm concluído o mesmo (CHOUDHARY *et al.,* 2018; BASHIER E SULIMAN, 2018; RAJARAMAN *et al.,* 2020).

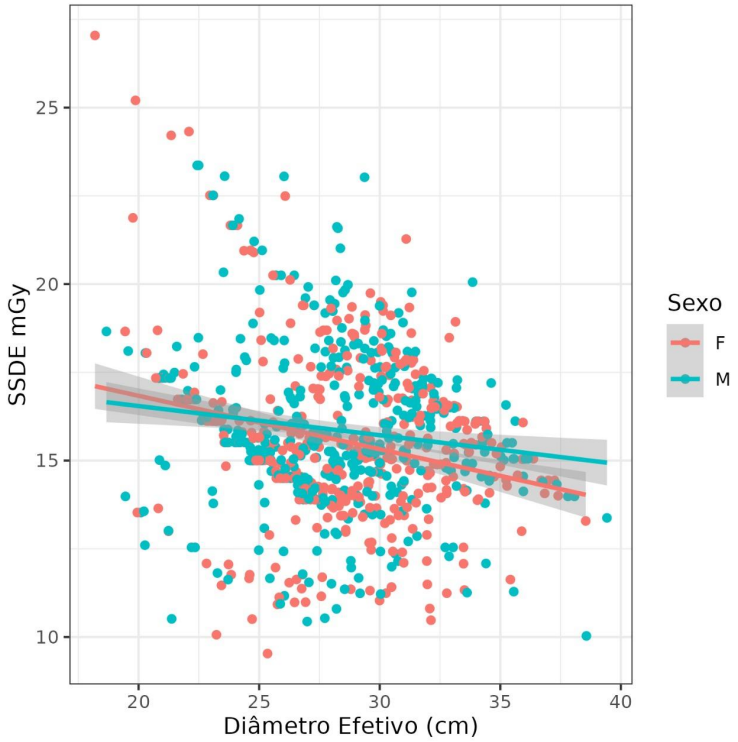
Além das análises anteriores, o teste Pearson foi usado para avaliar as correlações entre $CTDI_{vol}$, SSDE e o diâmetro do paciente na TC abdominal. A correlação foi considerada estatisticamente significativa no valor de $p < 0,05$ (Figura 23 e 24).

Figura 23 – Regressão linear CTDIvol (mGy) x Diâmetro efetivo (cm)



Fonte: do próprio Autor (2022).

Figura 24 – Regressão linear SSDE (mGy) x Diâmetro efetivo (cm)



Fonte: do próprio Autor (2022).

Conforme observado nas Figuras 23 e 24, na população estudada, verificou-se que os valores de SSDE foram superiores aos valores de $CTDI_{vol}$ para todos os diâmetros, sendo que o diâmetro efetivo médio foi de 28 cm (3,79). Um estudo anterior realizado por Rajaraman (2020) mostrou resultados semelhantes. Eles analisaram 111 pacientes que foram submetidos a procedimentos de perfusão miocárdica em SPECT/CT. O diâmetro médio efetivo relatado foi de 26,2 cm (2,4). Uma boa correlação positiva foi obtida entre $CTDI_{vol}$ e diâmetro efetivo ($r=0,536$; $p<0,05$). No entanto, uma forte correlação negativa foi observada entre SSDE e diâmetro efetivo ($r=-0,777$; $p<0,05$). O mesmo foi observado neste estudo: uma correlação positiva foi obtida entre $CTDI_{vol}$ e diâmetro efetivo, ($r=0,391$; $p<0,05$) e forte correlação inversa entre SSDE e diâmetro efetivo, ($r=0,035$; $p>0,05$) como é apresentado na Tabela 4.

Tabela 4: Resultados das Regressões Lineares

Categoria	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE (mGy)
D_{eff}	0,356* (0,015)	-0,116* (0,021)
Constante	1,998* (0,434)	19,015* (0,590)
Observações	856	856
R^2	0,392	0,036
R^2 Ajustado	0,391	0,035

*Significativo no nível de 1 por cento.

Fonte: do próprio autor (2022).

Neste estudo os valores de dose para TC abdominal para o sexo masculino e feminino variaram entre 6,33 a 18,92 mGy (média 12,08) para o $CTDI_{vol}$ e 9,53 a 27,04 mGy (média 15,71) para o SSDE. Esses valores são considerados aceitáveis quando comparados com estudo realizado por Abshir e Suliman (2018) que avaliou 234 TC abdominais de sete hospitais e obteve valores médios significativamente maiores: $CTDI_{vol}$ 4,0 a 74,5 mGy (média: 16), SSDE 5,5 a 152,8 mGy (média: 23,9).

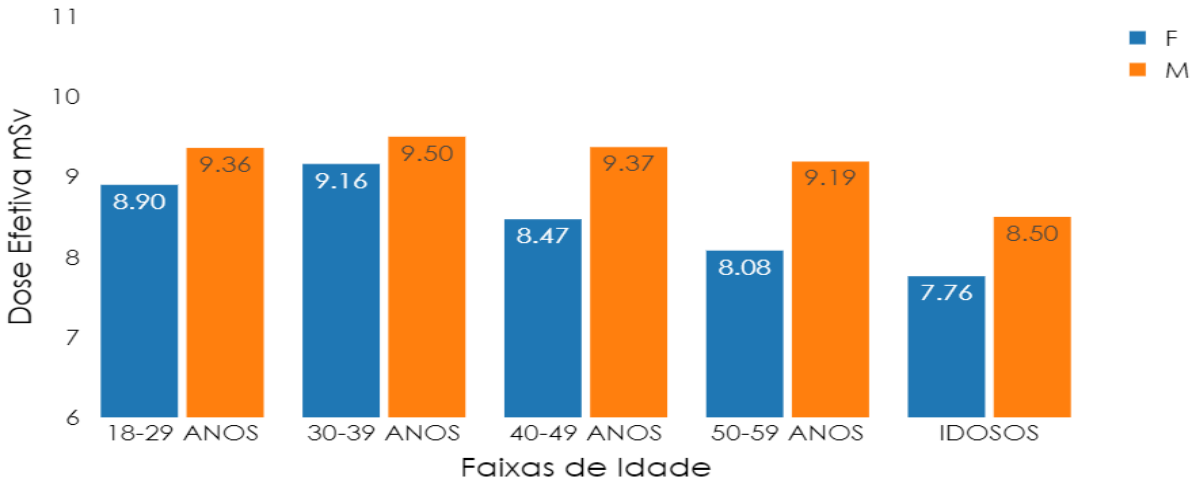
Em relação às doses estimadas por SSDE, observou-se que pacientes com diâmetro efetivo maior receberam doses menores do que pacientes com diâmetro efetivo menor (Figura 24). Esse resultado é coerente com a natureza dos fatores de conversão fornecidos pela AAPM em seu *Report* 204 (2011) o qual também diminui conforme aumenta o D_{eff}, e é corroborado por outros estudos (AAPM, 2007; BASHIER E SULIMAN, 2018; RAJARAMAN *et al.,* 2020). Ainda de acordo com Anan et al. (2015) o valor do $CTDI_{vol}$ é constante com diâmetros crescentes, resultando em valores f decrescentes e fazendo com que o valor do SSDE diminua.

Quando discursamos sobre o tema dose, temos em observação uma análise de quanto maior a região a ser estudada maior a dose, é o que o $CTDI_{vol}$ confirmou neste estudo, mas lembramos de que o $CTDI_{vol}$ é uma métrica de dose inserida nos tomógrafos com base em um *phantom* de 32 cm de D_{eff} apenas, não levando em conta os vários tamanhos encontrados na anatomia prevalecente da população.

6.7 Determinação da dose Efetiva

Após a estimativa do SSDE foram estimados os valores de dose Efetiva (E) para todas as amostras de exames (APÊNDICE A), por meio da Equação 9 descrita em Método, que relaciona o valor de DLP pelo Fator k (fator de conversão para dose efetiva) para diferentes regiões anatômicas dado pela UNSCEAR (2017). Os resultados são apresentados na Figura 25.

Figura 25 – Média de Dose E por faixa etária e gênero

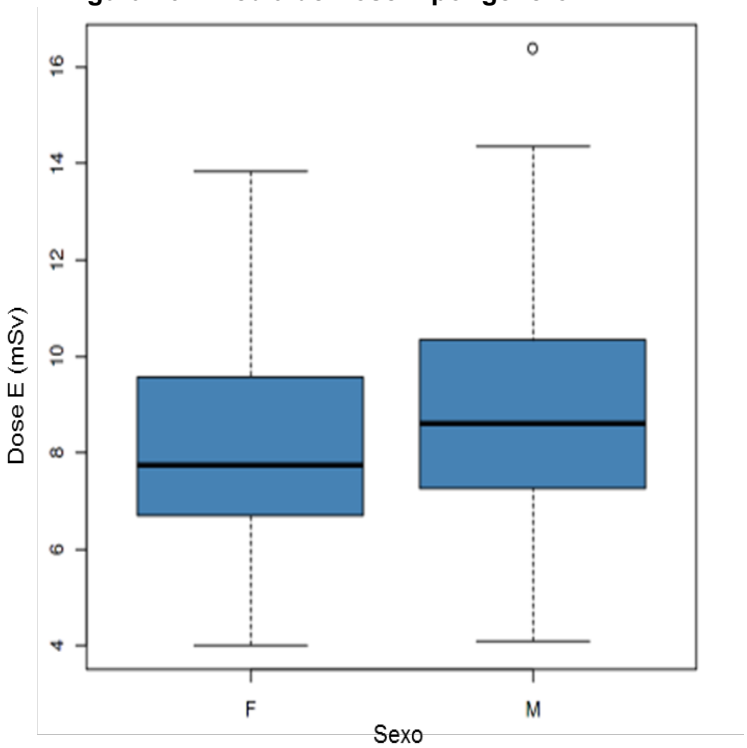


Fonte: Do próprio Autor (2022).

Na separação por sexo, a dose E (mSv) obteve a maior média no sexo masculino, que ficou em 9,50 mSv, enquanto o sexo feminino obteve uma média de 9,16 mSv, ambas na mesma na faixa etária de 30-39 anos.

A média geral para ambos os sexos ficou em 8,1 mSv. A média de dose E por gênero ficou, para o sexo feminino em 7.75 mSv e para o sexo masculino em 8,62 mSv como mostra a Figura 26.

Figura 26 – Média de Dose E por gênero



Fonte: Do próprio Autor (2022).

Em nosso estudo, a dose E ficou acima da estabelecida pela (ACR, 2021), que é de 7,7 mSv para TC - Abdome e pelve. Além disso, quando comparado com outros estudos, como o Smith-Bindman, *et al*. (2019) no qual a dose efetiva média foi de 12,1 mSv.

Para otimizar o protocolo envolvido, temos que avaliar algumas variáveis como kV, mA, *pitch* e velocidade de rotação. Reduzir a dose não significa apenas diminuir kV e mA, pois temos o fator ruído aumentado com a diminuição desses dois parâmetros, o que faz a qualidade da imagem piorar. Uma análise mais minuciosa deve ser realizado protocolo juntamente com a equipe multidisciplinar (técnicos, tecnólogos, radiologistas) a fim de otimizá-lo. Uma vez que a exposição a riscos

envolvidos na exposição à radiação, conforme descrito no estudo de Rodrigues *et al.* (2013) existe uma probabilidade de indução de câncer de 1 em 1.000 para uma exposição de 10 mSv.

A estimativa de dose por meio da SSDE possui limitações. Uma delas é que a estimativa do tamanho do corpo é obtida no meio da varredura e é um método operador dependente, portanto pode não representar com precisão o diâmetro médio da região anatômica avaliada. Outra limitação é que os fatores de correção, fornecidos pela AAPM, são baseados na geometria do corpo e não nas diferentes atenuações do feixe de raios X através do paciente.

7. CONCLUSÃO

O objetivo inicial deste estudo foi de estimar as doses decorrentes de exposições médicas em TC abdominal, levando em consideração os diferentes tamanhos específicos (SSDE) da circunferência abdominal

No decorrer do estudo encontramos uma diferença de dose entre $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% para ambos os sexos, que se acentuou ainda mais quando comparamos em quartis do diâmetro efetivo, onde a diferença foi aproximadamente de 57% para ambos os sexos, relatando que a dose por SSDE é mais fidedigna pois retrata as variações na anatomia dos pacientes.

Os valores de SSDE encontrados neste estudo foram 1,3 vezes maiores do que os valores de $CTDI_{vol}$, sendo a maior diferença observada no primeiro quartil de diâmetro efetivo (18,2 cm), SSDE 1,6 vezes maior do que $CTDI_{vol}$. Por isso, estimar doses em TC por SSDE é uma forma mais conservadora do ponto de vista de proteção radiológica.

Observamos que a falta de informações como peso e altura dos pacientes deste estudo seria um fator importantes na exploração dos dados, assim como ocorreu com os diâmetros AP e LAT, ambos utilizados para determinar o D_{eff}, qual foram obtida manualmente com a função régua fornecida pelo *software Arya®*.

Para futuros trabalhos, espera-se obter informações adicionais de peso e altura, além de um método de mensuração dos diâmetros de forma automatizada, e correlacionar estudos antropométricos, teste de composição corporal, DEXA (*Dual Energy X-ray Absorptiometry)* ou até mesmo a avaliação da região de interesse (ROI) utilizado na TC com os dados obtidos neste estudo. Além disso, espera-se que por meio desse estudo estimativas de dose em órgão por tamanho específico (SSODE) sejam obtidas a fim de permitir a otimização das doses em protocolos de TC.

Como pontos positivos deste estudo, pode-se destacar que os dados obtidos de SSDE e a correlação com CTDIvol, além da categorização da amostra de exames/ pacientes avaliados, servirão como um norteador para outras pesquisas e estudos na comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE e na antropometria de pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada.

REFERÊNCIAS

ALAWI M, Begum A, Harraz M, et al. (10 de fevereiro de 2021) Absorciometria de raios-X de dupla energia (DEXA) Varredura versus tomografia computadorizada para avaliação da densidade óssea. Cureus 13(2): e13261. doi:10.7759/cureus.13261

ALDRICH, J. E., et al. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Head, Cheast and Abdominal CT - IAEA-coordinated Research Project. Radiology, v. 240, p. 828. 2006.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, AAPM Report 111, 2010

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations, AAPM Report 204, 2011.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT, AAPM Report 293, 2019.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) *Specification, and acceptance testing computed tomography scanners*, Committee on Quality Assurance in Tomography, AAPM Report 39, 1993.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Report 96, 2008.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT, AAPM Report 220, 2014.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Standardized Methods For Measuring Diagnostic X-Ray Exposures, AAPM Report 31, 1990

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR) 2021, Radiation Dose flyer, disponível em https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Radiology-Safety/Radiation-Safety/Dose-Reference-Card.pdf, acesso em Março 2022.

AMERICAN JOURNAL of ROENTGENOLOGY 2018; 210: 127-133. 10.2214/AJR.17.18025 Read More: https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.17.1825#abstract

ANAM, C. et al.2016 J. Phys.: Conf. Ser. 694 012030, A fully automated calculation of size-specific dose estimates (SSDE) in thoracic and head CT examinations, 13th South-East Asian Congress of Medical Physics 2015 (SEACOMP) IOP Publishing Journal of Physics: Conference Series 694 (2016) 012030 doi:10.1088/1742-6596/694/1/012030.

BASHIER, E. H., & Suliman, I. I. (2018). *RADIATION DOSE DETERMINATION IN ABDOMINAL CT EXAMINATIONS OF CHILDREN AT SUDANESE HOSPITALS USING SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATES. Radiation Protection Dosimetry.* doi:10.1093/rpd/ncy164 https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s11547-018-0859-6.pdf

BAUHS, J. A., McCOLLOUGH, C. H. et al."CT dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices", Radiographics, v. 28, n.1, p. 245-253, 2008 GEVENOIS, P. A. e TACK, D. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Tomography. 1ª. Berlim : Springer, 2007, 286 p.

BOONE, J. M, et al. RPT 204. AAPM - American Association of Physicists in Medicine. 2011. Disponível em <http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf >. Acesso em 01 de Maio de 2019.

BORRAZ, Taysi. Efeitos Biológicos da Radiação em Seres Vivos. 2010. Disponível em www.energiatomica.hpg.ig.com.br/Bio. Acesso em julho de 2019.

BRADY SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. Radiology. 2012 Dec;265(3):832-40. doi: 10.1148/radiol.12120131. Epub 2012 Oct 23. PMID: 23093679.

BRINK JA, MORIN RL. Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? Radiology. 2012 Dec;265(3):666-8. doi: 10.1148/radiol.12121919. PMID: 23175540.

BRINK, James A. , Morin, Richard L. - Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? Journal Article - [doi] 10.1148/radiol.12121919 - https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.12121919 - Radiology December 2012

BUSHONG, Stewart C., Ciência radiológica para tecnólogos : física, biologia e proteção 9ª Edição/ Stewart Carlyle Bushong ; [tradução Sandro Martins Dolghi… et al.]. – Rio de Janeiro : Elsevier, 2010.

BUSHONG, Stewart C., Computed Tomography – Essential of Medical Imaging Series, McGraw-Hill, New York, EUA, 2000 ALDRICH, J. E., et al. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Head,

Cheast and Abdominal CT - IAEA-coordinated Research Project. Radiology, v. 240, p. 828. 2006.

CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE – CNES. Secretaria de atenção à Saúde. Disponível em http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?cnes/cnv/equipobr.def. Acesso em: 02 Fev. 2022.

CARBI, E. D. O., et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. Radiologia Brasileira, v. 42. 2009.

CHOUDHARY N, RANA BS, Shukla A, OINAM AS, SINGH NP, KUMAR S. Patients dose estimation in ct examinations using size specific dose estimates. Radiat Prot Dosimetry. 2019 Aug 1;184(2):256-262. doi: 10.1093/rpd/ncy207. PMID: 30496523.

CHOUDHARY, N., Rana, B. S., Shukla, A., Oinam, A. S., Singh, N. P., & Kumar, S. (2018). *PATIENTS DOSE ESTIMATION IN CT EXAMINATIONS USING SIZE SPECIFIC DOSE ESTIMATES. Radiation Protection Dosimetry.* doi:10.1093/rpd/ncy207

D'IPPOLITO, Giuseppe; MEDEIROS, Regina B. Exames Radiológicos na Gestação. Radiologia Brasileira, Colégio de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, São Paulo, SP, p. 447-450, jun. 2005.

DAMILAKIS J. (2021). CT Dosimetry: What Has Been Achieved and What Remains to Be Done. Investigative radiology, 56(1), 62–68. Disponível em: https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000727

DAMILAKIS J. CT Dosimetry: What Has Been Achieved and What Remains to Be Done. Invest Radiol. 2021 Jan;56(1):62-68. doi: 10.1097/RLI.0000000000000727. PMID: 32932380.

DE MATTIA, C., CAMPANARO, F., ROTTOLI, F. *et al.* Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *Eur Radiol Exp* 4, 14 (2020). https://doi.org/10.1186/s41747-019-0130-5

DING, Aiping & Gao, Yiming & Liu, Haikuan & Caracappa, Peter & Long, Daniel & Bolch, Wesley & Liu, Bob & Xu, George. (2015). VirtualDose: A software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. Physics in medicine and biology. 60. 5601-5625. 10.1088/0031-9155/60/14/5601.

ELIAS JUNIOR, Jorge. Reavaliação de protocolos técnicos e outras maneiras de redução da dose de radiação em tomografia computadorizada. Radiol Bras vol.46 n.4, p. 5-6, São Paulo jul./ago. 2013. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/S0100-39842013000400001. Acesso em 01 maio de 2019.

FAVAZZA CP, Yu L, Leng S, Kofer JM, McCollough CH (2015) Automatic exposure control systems designed to maintain constant image noise: efects on computed tomography dose and noise relative to clinically accepted technique charts. J Comput Assist Tomogr 39(3):437

FRIEDLAND, G. W. e THURBER, B. D.The birth of CT. AJR, v. 167, p. 1365-1370, 1996.

GAO, Y., Quinn, B., Mahmood, U. *et al.* Uma comparação de métodos de estimativa de dose de órgãos de TC pediátricos e adultos. *BMC Med Imaging* 17, 28 (2017). https://doi.org/10.1186/s12880-017-0199-3

GEVENOIS, P. A. e TACK, D. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Tomography. 1ª. Berlim: Springer, 2007, p.286 São Paulo, SP, p. 447-450, jun. 2005.

GRANATA C, ORIGGI D, PALORINI F, MATRANGA D, SALERNO S. Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey. Pediatr Radiol. 2015 Apr;45(5):695-705. doi: 10.1007/s00247-014-3201-z. Epub 2014 Nov 8. PMID: 25380999.

HADLEY WICKHAM, ROMAIN FRANÇOIS, LIONEL HENRY AND KIRILL MÜLLER (2021). dplyr: A Grammar of Data Manipulation. R package version 1.0.7. https://CRAN.R-project.org/package=dplyr

HIPERMÍDIA, Ministério da Saúde, SUS, http://200.134.10.33/hipermidia/ Acesso em Setembro 2020

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE) Pesquisa nacional de saúde : 2019 : atenção primária à saúde e informações antropométricas : Brasil, Coordenação de Trabalho e Rendimento. - Rio de Janeiro: IBGE, 2020. 66p. ISBN 978-65-87201-25-2

IMAI, R., Miyazaki, O., Horiuchi, T. *et al.* Local diagnostic reference level based on size-specific dose estimates: Assessment of pediatric abdominal/pelvic computed tomography at a Japanese national children's hospital. *Pediatr Radiol* 45, 345–353 (2015). https://doi.org/10.1007/s00247-014-3189-4

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, (ICRP) Publication 135, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging, Volume 46 No. 1, 2017.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, (ICRP) Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Volume 37 Nos. 2-4, 2007.

INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION (IEC). Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-6: Imaging performance of computed tomography X-ray equipment, IEC 61223-2-6, 2006.

INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION (IEC). Medical Electrical Equipment: Particular Requirements for the Safety X-ray Equipment for Computed Tomography – Part 2-44: IEC 60601-2-44, 2002.

JESSEN, K. A., SHRIMPTON, P. C., GELEIJNS, J., PANZER, W., TOSI, G. “Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography”, Applied Radiation and Isotopes, v. 50, p. 165-172, 1999.

JORNADA, T.S., SILVA, T. A. da: Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome. Radiol Bras v. 47, n. 5, p. 288-291, São Paulo, set./out. 2014. Disponível em: Available from <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842014000500288&lng=en&nrm=iso>. Acesso em 27 Nov. 2020.

KALENDER, W. A., “Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications”, 2nd ed, Publics Corporate Publishing, GWA, Erlangen, Alemanha, 2005.

KIKUTI, C.F.; Salvadori, P. S. , Costa, D.M.C, D'Ippolito, G. ; Medeiros, R.B., Estimativa da dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP, IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013 Rio de Janeiro, RJ, Brazil, April 15-19, 2013.

KIM YY, Shin HJ, Kim MJ, Lee MJ. Comparison of effective radiation doses from X-ray, CT, and PET/CT in pediatric patients with neuroblastoma using a dose monitoring program. Diagn Interv Radiol. 2016 Jul-Aug;22(4):390-4. doi: 10.5152/dir.2015.15221. PMID: 27306659; PMCID: PMC4956027.

LI X, Yang K, DeLorenzo MC, Liu B. Assessment of radiation dose from abdominal quantitative CT with short scan length. Br J Radiol 2017; 90: 20160931.

MAZZILLI, Barbara P. et al. Noções básicas de Proteção Radiológica. IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Agosto, 2002.

MEDEIROS, J. Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computadorizada. Tese de Mestrado (Engenharia Biomédica. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra. 2009).

MELLO-AMOEDO, C.; MARTINS, A; Adriano TACHIBANA, Daniella Ferraro PINHO e Ronaldo Hueb BARONI. Comparison of Radiation Dose and Image Quality of Abdominopelvic CT Using Iterative (AIDR 3D) and Conventional Reconstructions. American Journal of Roentgenology 2018 210: 1, 127-133.
METTLER, Fred A. Efeitos médicos e riscos da exposição à radiação ionizante

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP) Medical Radiation Exposure of Patients in the United States Report No. 184 November 15, 2019

O'NEILL, S., Kavanagh, R.G., Carey, B.W. *et al.* Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. *Eur Radiol Exp* 2, 38 (2018). https://doi.org/10.1186/s41747-018-0070-5

PRIMAK, A. N., McCOLLOUGH, C. H. et al."Relationship between Noise, Dose and Pitch in Cardiac Multi-Detector Row CT", Radiographics, v. 26, n.6, p. 1785-1794, 2006.

Public Health England (PHE) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – P C Shrimpton, M C Hillier, S Meeson and S J Golding - Report 013 September 2014

Publicado em 6 de março de 2012 • IOP Publishing Ltd Journal of Radiological Protection , Volume 32 , Número 1 Fred A Mettler 2012 *J. Radiol. Prot.* 32 N9

R Core Team (2021). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL https://www.R-project.org/.

RAJARAMAN V, Ponnusamy M, Halanaik D. Size specific dose estimate (SSDE) for estimating patient dose from CT used in myocardial perfusion SPECT/CT. Asia Ocean J Nucl Med Biol. 2020; 8(1);58-63. doi: 10.22038/aojnmb.2019.40863.1276

REHANI, M. M., Melick, E. R., Alvi, R. M., Doda Khera, R., Batool-Anwar, S., Neilan, T. G., & Bettmann, M. (2020). Patients undergoing recurrent CT exams: assessment of patients with non-malignant diseases, reasons for imaging and imaging appropriateness. European radiology, 30(4), 1839–1846. https://doi.org/10.1007/s00330-019-06551-8

REHANI, M. M., Szczykutowicz, T. P., & Zaidi, H. (2020). CT is still not a low-dose imaging modality. Medical physics, 47(2), 293–296. https://doi.org/10.1002/mp.14000

REVELLE, W. (2020) psych: Procedures for Personality and Psychological Research, Northwestern University, Evanston, Illinois, USA, https://CRAN.R-project.org/package=psych Version = 2.1.3,.

RODRIGUES, Sónia Isabel et al. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. Radiologia Brasileira [online]. 2012, v. 45, n. 6 [Acessado 2 Março 2022] , pp. 326-333. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842012000600008>. Epub 02 Jan 2013. ISSN 1678-7099. https://doi.org/10.1590/S0100-39842012000600008.

ROMANO, R. F. T., SALVADORI, P. S., TORRES, L. R., BRETAS, E. A. S., BEKHOR, D., CALDANA, R. P., MEDEIROS, R. B., D'IPPOLITO, G.: readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdome em um hospital universitário: impacto na dose de radiação. Radiol Bras vol.48 n.5, p. 292-297, São Paulo set./oct. 2015. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054. Acesso em 01 maio de 2019.

ROMANO, Ricardo Francisco Tavares et al. Readjustment of abdominal computed tomography protocols in a university hospital: impact on radiation dose* * Study developed in the Department of Imaging Diagnosis at Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo (EPM-Unifesp), São Paulo, SP, Brazil. . Radiologia Brasileira [online]. 2015, v. 48, n. 5 [Acessado 14 Março 2022] , pp. 292-297. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054>. ISSN 1678-7099. https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054.

SANTOS J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. Radiat Prot Dosimetry. 2014;158(3):307-17. doi: 10.1093/rpd/nct226. Epub 2013 Sep 15. PMID: 24043875.

SANTOS, Karina Cecília Panelli; COSTA, Cláudio; OLIVEIRA, Jefferson Xavier de. Tomografia computadorizada. In: *Imaginologia*[S.l: s.n.], p. 316 , 2014. Disponível em: https://statics-shoptime.b2w.io/sherlock/books/firstChapter/116717281.pdf

SEERAM, E., “Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control”, 2nd ed, W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, EUA, 2004.

SENSAKOVIC, WILLIAM F.; WARDEN, DAVID, R. What Is the CT Dose Report Sheet and Why Is It Useful?. AJR 2016; 207:929–930 0361–803X/16/2075–929. **American Roentgen Ray Society.** Disponível em: https://www.ajronline.org/doi/pdfplus/10.2214/AJR.16.16686. Acesso em 03 nov. 2021.

SHAO YH, Tsai K, Kim S, Wu YJ, Demissie K. Exposure to Tomographic Scans and Cancer Risks. JNCI Cancer Spectr. 2019 Nov 14;4(1):pkz072. doi: 10.1093/jncics/pkz072. PMID: 32337490; PMCID: PMC7050152.

SOARES, F. A. P. et al. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. Radiologia

Brasileira, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, São Paulo, SP, p. 91-103, mar/abr. 2011.

SPRAWLS, Perry Ph.D. Computed Tomography Image Quality Optimization and Dose Management, disponível em http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM/#26 Acesso em Outubro 2020.

STAMM G, Nagel HD. CT-Expo - ein neuartiges Programm zur Dosis Evaluierung in der CT [CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT]. Rofo. 2002 Dec;174(12):1570-6. German. doi: 10.1055/s-2002-35937. PMID: 12471531.

TAKAKIYO Tsujiguchi, Hideki Obara, Shuichi Ono, Yoko Saito, Ikuo Kashiwakura, Consideration of the usefulness of a size-specific dose estimate in pediatric CT examination, *Journal of Radiation Research*, Volume 59, Issue 4, July 2018, Pages 430–435, https://doi.org/10.1093/jrr/rry022

UNITED NATIONS ENVIRONMENT PROGRAMME, 2016. Radiação: efeitos e fontes, Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente, 2016 ISBN: 978-92-807-3604-5. Disponível em: http://www.ird.gov.br/index.php/publicacoes/send/35-publicacoes/109-publicacao-das-nacoes-unidas-sobre-efeitos-da-radiacao-e-fontes. Acesso 27 de Nov. 2020.

United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation (UNSCEAR) "Sources and effects of ionizing radiation". United Nations, New York (2020). Report: 2019

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION, (UNSCEAR) Sources, Effects And Risks Of Ionizing Radiation - Report to the General Assembly, with Scientific Annexes - UNSCEAR 2017.

VERDUN FR, Gutierrez D, Schnyder P, Aroua A, Bochud F, Gudinchet F. CT dose optimization when changing to CT multi-detector row technology. Curr Probl Diagn Radiol. 2007 Jul-Aug;36(4):176-84. doi: 10.1067/j.cpradiol.2007.04.001. PMID: 17601537.

WHITEBIRD RR, Solberg LI, Bergdall AR, López-Solano N, Smith-Bindman R. Barriers to CT Dose Optimization: The Challenge of Organizational Change. Acad Radiol. 2021 Mar;28(3):387-392. doi: 10.1016/j.acra.2020.02.016. Epub 2020 Apr 9. PMID: 32278691; PMCID: PMC8797012.

WOLBARST, A. B., Physics of Radiology, Second Edition **ISBN:** 9781930524651 **Published:** 2005 | 660 pp | eBook

APÊNDICE A
Manuscrito: Estimativa De Dose Em Tomografia Computadorizada Pelo Tamanho Específico Do Paciente (SSDE) No Protocolo De Abdome Total Em Um Hospital Público De Porto Alegre

Resumo
Objetivo: O presente trabalho relata as doses estimadas em pacientes submetidos a exames de tomografia computadorizada abdominal em um tomógrafo GE Revolution EVO de 64 canais. As doses foram estimadas através do método de Estimativa de Dose pelo Tamanho Específico (SSDE) estabelecido pela AAPM, que leva em consideração as dimensões ântero posterior e lateral do paciente (diâmetro efetivo) e fatores de correção baseados em medições de $CTDI_{vol}$ de phantoms de 32 cm de diâmetro. Método: Estudo retrospectivo de 856 exames de TC abdominal total, observando apenas uma única fase de aquisição das imagens, realizados em um serviço público, levantados aleatoriamente por meio do acesso das imagens médicas disponíveis no sistema Picture Archiving and Communication System (PACS). As informações extraídas dos exames avaliados foram: idade, sexo, kVp, mAs, pitch, $CTDI_{vol}$ e o diâmetro abdominal frente e perfil das imagens centrais na região abdominal. Resultados: Por meio dos dados obtidos foram determinados os diâmetros efetivos (D_{eff}), extraídos os fatores de conversão do Report 204 da AAPM e determinados os valores de SSDE dos exames avaliados. No decorrer do estudo encontramos uma diferença de dose entre $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% respectivamente para ambos os sexos, que se acentuou ainda mais quando comparamos em quartis do diâmetro efetivo, onde a diferença foi aproximadamente de 57% para ambos os sexos respectivamente, relatando que a dose por SSDE é mais fidedigna pois retrata as variações na anatomia dos pacientes. Conclusão: Estimar doses em TC por SSDE é uma forma mais conservadora do ponto de vista de proteção radiológica.

Palavras-chaves: Tomografia Computadorizada; Dose de Radiação; Exposição à Radiação; Circunferência Abdominal; Proteção Radiológica.

1. Introdução

A tomografia computadorizada (TC) representa uma das mais importantes técnicas radiológicas para o diagnóstico em saúde no mundo. Esta técnica possui vantagens quando comparada à outros métodos de diagnósticos por imagem, pois proporciona a visualização de estruturas anatômicas nos planos sagital, coronal e axial, além de possibilitar uma significativa diferenciação entre os tecidos (MEDEIROS, 2009; SANTOS, 2014).

O constante avanço tecnológico da TC ao longo dos últimos anos, como modo de aquisição de imagens para o diagnóstico em saúde, fez crescer sua aplicação e facilitou o acesso para grande parte da população ao ponto de ser uma das mais importantes técnicas de diagnóstico por imagem existentes (JORNADA e SILVA, 2014).

Um notável exemplo da evolução no número de exames de tomografia ocorre nos Estados Unidos. Em 1980, por exemplo, eram cerca de 3 milhões de procedimentos, já em 2006 a marca de 60 milhões já havia sido ultrapassada. Mais recentemente, em 2016, foram realizados mais de 84 milhões de procedimentos. Uma indicação clara da relevância da tomografia como método diagnóstico (NCRP, 2019).

Esse aumento expressivo ocorre devido aos recursos que a TC possui e que trazem melhorias significativas ao diagnóstico médico, substituindo outras modalidades diagnósticas em virtude da sua velocidade, eficiência e precisão. Porém, sua prática contribui para o aumento da exposição do homem à radiação. O número crescente de indicações e a facilidade de acesso levaram também a um aumento significativo tanto do número de pacientes expostos à radiação ionizante, bem como das quantidades de dose entregue a esses paciente, devido a realização de exames de maior complexidade, tais como a angiotomografia (ROMANO *et al.*, 2015).

Por isso, o maior desafio na TC, e em outras modalidades que utilizam radiação ionizante, é obter a redução da dose dos exames mantendo a qualidade da imagem suficiente para o diagnóstico. Este processo é conhecido como otimização, e pode ser aplicado a diversos protocolos e procedimentos. Além da otimização, o controle de qualidade (CQ) tem sido outro importante meio de garantir a segurança do paciente quanto à exposição à radiação, pois ao realizar a calibração rotineira do equipamento assegura o controle e conhecimento das exposições ocorridas.

O Size Specific Dose Estimate (SSDE), é um novo parâmetro, estabelecido em 2011 pela American Association of Physicists in Medicine (AAPM), que ajusta a dose através de um fator de correção para cada diâmetro do paciente. O SSDE leva em conta as dimensões físicas da anatomia do paciente corrigindo o $CTDI_{vol}$ usado para calcular a dose do paciente.

O objetivo deste estudo consistiu em estimar a dose recebida por pacientes em exame de tomografia computadorizada abdominal em um tomógrafo de 64 canais de última geração usando o método SSDE.

2. Método

A metodologia aplicada consistiu em um estudo retrospectivo, a partir da extração dos dados das imagens de TC do sistema *PACS* (do inglês *Picture Archiving and Communication System* - Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens), de pacientes que realizaram exames do abdome total em uma única fase de aquisição, de um hospital público de Porto Alegre. As informações extraídas, as dimensões ântero posteriores (AP) e lateral (LAT) da anatomia do paciente, medido na altura da cicatriz umbilical, para obtenção do diâmetro efetivo do abdome, CTDI, DLP, e fatores técnicos (kVp, mAs, *Pitch*), permitiram a estimativa de dose por meio da nova metodologia proposta no *Report* nº 204 da AAPM.

No total foram coletados dados de 856 exames de tomografia computadorizada de abdome total realizados de Janeiro a Março de 2021, de pacientes com mais de 18 de idade de ambos os sexos, de todas as raças, das unidades de Internação e Ambulatório do serviço participante. Os exames foram escolhidos por amostragem aleatória, e consistiram em tomografias abdominais de fase única. Estes dados foram coletados a partir das aquisições realizadas no tomógrafo GE Revolution TM EVO 64 canais, por meio do acesso ao sistema PACS do serviço participante.

As informações obtidas a partir da análise das imagens tomográficas foram: idade, sexo, valores de CTDIvol, DLP, comprimento de varredura, kV, mAs, Pitch, dimensão AP e LAT. Antes do início da coleta de dados verificou-se que o CQ do tomógrafo estava em dia.

Após a coleta de dados foram determinados os diâmetros ântero-posterior (AP), diâmetro lateral (LAT) e diâmetro efetivo (Deff) para cada indivíduo de acordo com o proposto pela AAPM (2011). As medidas foram obtidas a partir de um corte na região ao nível da cicatriz umbilical de cada paciente. Foram excluídos pacientes com hérnia umbilical e/ou cirurgia abdominal prévia na qual não era possível observar a cicatriz umbilical, e pacientes com os membros superiores estendidos ao longo do corpo, uma vez que membros superiores ao longo do corpo induzem o sistema de Controle de Exposição Automático (CAE) aumentar a espessura da região avaliada impactando diretamente na dose. A aferição das dimensões do paciente foi realizada por meio do software *Arya®* fornecido pelo hospital.

Em seguida, utilizando os D_{eff} de cada paciente determinou-se os fatores de conversão (f) utilizando a Tabela 1D do *Report 204* AAPM (ANEXO B). Cada fator de conversão foi multiplicado pelo $CTDI_{vol}$ informado para cada paciente a fim de determinar a SSDE da região anatômica estudada.

Após a coleta dos dados e da determinação dos valores de SSDE para cada amostra, as informações foram organizadas e separadas em grupos de acordo com o gênero, faixa etária e diâmetro dos pacientes em planilhas no *Microsoft Excel®*.

A estatística descritiva foi utilizada para analisar os resultados do estudo. Foi realizada uma análise estatística com a linguagem *open source* R v4.1.1 (2021) (REVELLE, 2020; R CORE TEAM, 2021; WICKHAM *et al.,* 2021). Posteriormente, as seguintes correlações foram feitas: $CTDI_{vol}$ por faixa etária e gênero; DLP por faixa etária e gênero; SSDE por faixa etária e gênero e $CTDI_{vol}$ *versus* SSDE. Essas correlações foram realizadas utilizando a plataforma *Kaggle®*, que é amplamente utilizada na área de análise de dados (*Data Science)*.Este estudo foi conduzido de acordo com os preceitos da Resolução do Ministério da Saúde do Conselho Nacional de Saúde nº 466/2012 e 510/2016 e Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais (LGPD) Lei nº 13.853/2019. Obteve aprovação do Comitê de Ética do Hospital Nossa Senhora Da Conceição, CAAE nº 42937621.0.0000.5530, sob parecer nº 4.534.873 em 10 de fevereiro de 2021 (ANEXO A).

3. Resultados

Os resultados foram agrupados primeiramente por gênero: feminino (n= 427) e masculino (n= 429). Após isso, os dados foram agrupados em cinco faixas etárias: 18-29 anos (55 exames M/29 F/26 que corresponde a 6,42%), 30-39 anos (67 exames M/31 F/36 que corresponde a 7,82%), 40-49 anos (98 exames M/39 F/59 que corresponde a 11,44%), 50-59 anos (185 exames M/90 F/95 que corresponde a 21,61%) e idosos (451 exames M/240 F/211 que corresponde a 52,68%).

Por fim, foram calculadas as médias, mínimo e máximo para os seguintes parâmetros: comprimento de varredura (*Scan Length*), $CTDI_{vol}$, DLP, diâmetro ântero Posterior (AP), Lateral (LAT) e efetivo (D_{eff}). Na tabela Tabela 1 são apresentados os resultados detalhados para cada gênero.

Tabela 1: Categorização dos dados - gênero masculino e femino, respectivamente.

Categoria de dados	Média (Desvio padrão)	Máximo	Média (Desvio padrão)	Máximo	Mínimo
Idades (anos)	58,80 (15,39)	89	57,03 (15,03)	86	18
Faixas etárias:					
18-29 anos (n= 29)	24,15 (14,77)	29	24,15 (14,77)	29	18
30-39 anos (n= 31)	35,55 (2,60)	39	35,55 (2,60)	39	30
40-49 anos (n= 39)	44,60 (2,94)	49	44,60 (2,94)	49	40
50-59 anos (n= 90)	54,74 (2,82)	59	54,74 (2,82)	59	50
Idosos (n= 240)	69,56 (6,35)	89	69,56 (6,35)	86	60
Comprimento Scan (cm)	48,05 (4,63)	63,50	44,89 (4,06)	62,62	31,48
$CTDI_{vol}$ (mGy)	11,85 (2,20)	18,92	11,48 (2,15)	17,88	6,33
DLP (mGy)	574,34 (140,72)	1.092,63	516,78 (125,75)	921,84	266,94
Diâmetro AP (mm)	241,81 (40,96)	385,30	237,49 (37,38)	354,41	144,39
Diâmetro LAT (mm)	329,93 (37,78)	430,32	339,55 (41,50)	451,44	228,66
Diâmetro Efetivo (cm)	28,31 (3,85)	39,42	28,37 (3,79)	38,54	18,19

Fonte: do próprio autor (2022).

Os dados coletados foram agrupados em cinco faixas etárias a fim de realizar uma exploração mais detalhada da dose entre as idades encontradas no estudo. Dentre os dados apresentados nas Tabelas 1 e 2, quatro deles foram extraídos diretamente do Relatório de Dose do sistema de tomografia; idade, comprimento do *scan*, $CTDI_{vol}$ e DLP.

O comprimento do *scan* foi obtido por meio da posição inicial e final da mesa de exame. Ele é utilizado pelo sistema de tomografia computadorizada na estimativa do DLP, também pode ser utilizado como uma métrica para os processos de otimização, uma vez que reflete o tamanho da região anatômica exposta. Para

pacientes do sexo masculino o comprimento médio de varredura foi de 48,05 cm (4,63), já para para pacientes do sexo feminino foi de 44,89 cm (4,06), indicando uma maior extensão do hemicorpo para sexo masculino.

Os valores de SSDE foram obtidos por meio da multiplicação do valor de $CTDI_{vol}$ pelo fator de conversão (f). Os resultados agrupados por faixa etária e gênero são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Valores médios de SSDE por faixa etária - gênero masculino e feminino

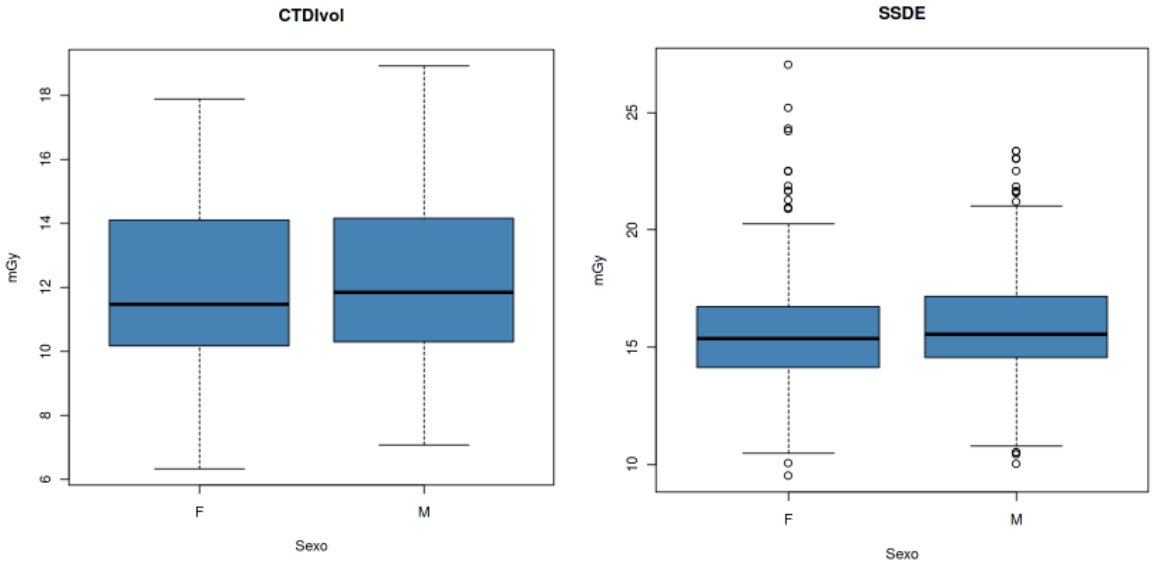
Categoria	SSDE médio (mGy) masculino	SSDE médio (mGy) feminino
Todas as idades:	15,56 (2,25)	15,37 (2,43)
Faixa etária:		
18-29 anos	17,14 (2,27)	17,79 (3,45)
30-39 anos	16,69 (2,50)	16,49 (2,14)
40-49 anos	16,07 (2,16)	15,97 (1,91)
50-59 anos	16,10 (2,18)	15,28 (2,02)
Idosos	15,48 (2,16)	15,17 (2,45)

Fonte: do próprio autor (2022).

Observa-se que no agrupamento por faixa etária e gênero, o maior valor de SSDE ficou entre 18-29 anos (17,79 mGy) para o sexo feminino, e 17,14 mGy para o sexo masculino. A diferença entre o valor de SSDE na mesma faixa etária foi de 0,65 mGy a mais para o sexo femino.

Na comparação da média geral do $CTDI_{vol}$ apenas entre gêneros, o sexo masculino ficou com média de 11,85mGy e o sexo feminino média de 11,48mGy. Para o SSDE, o sexo masculino obteve média de 15,56mGy e o feminino de 15,37mGy, uma diferença subnotificada entre $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% aproximadamente para ambos sexos, respectivamente (Figura 1).

Figura 1 – Média Geral entre $CTDI_{vol}$ e SSDE



Fonte: do próprio autor (2022).

Alawi *et al.* (2021), em sua pesquisa sobre avaliação da densidade óssea, observou uma tendência de diminuição na densidade óssea conforme o avanço da idade. Neste estudo, a faixa etária de 18-29 anos obteve o menor diâmetro efetivo (Figura 17), em contrapartida obteve o maior $CTDI_{vol}$ (Figura 11). Uma vez que os valores de SSDE são obtidos a partir do produto do $CTDI_{vol}$ pelo fator de conversão (f), e que o valor de f aumenta com a diminuição do D_{eff}, os resultados obtidos mostram que nos pacientes mais jovens os valores de SSDE e $CTDI_{vol}$ são maiores. Isso pode ser explicado devido a utilização de maiores parâmetros de exposição (kV e/ou mA) nessa faixa etária, visto que ocorre uma maior absorção da radiação provavelmente associada a uma maior densidade óssea, e o contrário ocorre com pacientes idosos.

Em contrapartida, o estudo de Favazza (2015) avaliou a relação entre $CTDI_{vol}$ e o diâmetro do paciente, mantendo constantes as técnicas radiográficas (mAs). Como resultado observou-se que para uma mesma técnica de exame, a dose do paciente diminui à medida que o tamanho do paciente aumenta. Esse fato justifica-se uma vez que a atenuação da radiação incidente aumenta conforme o aumento do volume ou espessura da região irradiada (BUSHONG, 2010).

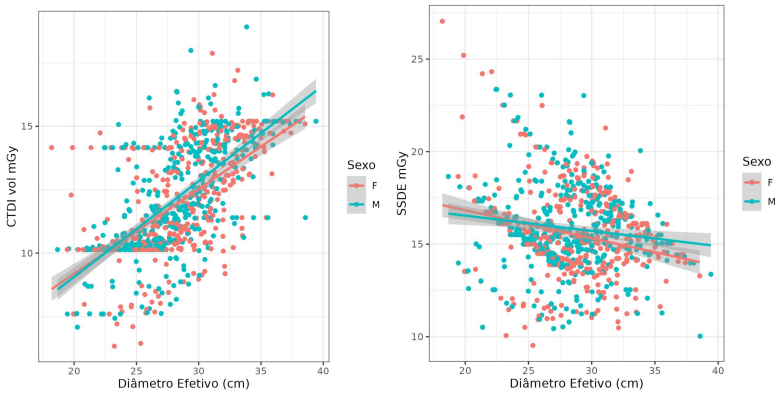
Na comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE por faixa etária e sexo, ambos os sexos tiveram a maior média na faixa etária entre 18-29 anos, com o maior valor médio de 12,93 mGy ($CTDI_{vol}$), e 17,79 mGy (SSDE) ambos para o para o sexo femino. Com base nos dados apresentados avaliou-se que a diferença encontrada entre os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE para diferentes gêneros e faixas etárias pode ser justificado pela diferente atenuação de tecido muscular ou gordura, que tipicamente varia de acordo com a idade e sexo, conforme discutido anteriormente (FORSBERG, et al. 1991; BREDELLA (2017).

Os valores de SSDE encontrados neste estudo foram 1,3 vezes maiores do que os valores de $CTDI_{vol}$, sendo a maior diferença observada no primeiro quartil de diâmetro efetivo (18,2 cm), SSDE 1,6 vezes maior do que $CTDI_{vol}$. Isto sugere que o

uso de $CTDI_{vol}$ em pacientes com diâmetro efetivo entre 18-26 cm pode não ser apropriado para estimar a dose do paciente, uma vez que subestima em um fator de 1,5 vezes. Diversos estudos têm concluído o mesmo (CHOUDHARY *et al.,* 2018; BASHIER E SULIMAN, 2018; RAJARAMAN *et al.,* 2020).

Além das análises anteriores, o teste Pearson foi usado para avaliar as correlações entre $CTDI_{vol}$, SSDE e o diâmetro do paciente na TC abdominal. A correlação foi considerada estatisticamente significativa no valor de $p < 0,05$ (Figura 2 e 3).

Figura 2 e 3 – Regressão linear CTDIvol e SSDE (mGy) x Diâmetro efetivo(cm)



Fonte: do próprio autor (2022).

Conforme observado nas Figuras 2 e 3 e, na população estudada, verificou-se que os valores de SSDE foram superiores aos valores de $CTDI_{vol}$ para todos os diâmetros, sendo que o diâmetro efetivo médio foi de 28 cm (3,79). Um estudo anterior realizado por Rajaraman (2020) mostrou resultados semelhantes. Eles analisaram 111 pacientes que foram submetidos a procedimentos de perfusão miocárdica em SPECT/CT. O diâmetro médio efetivo relatado foi de 26,2 cm (2,4). Uma boa correlação positiva foi obtida entre $CTDI_{vol}$ e diâmetro efetivo ($r=0,536$; $p<0,05$). No entanto, uma forte correlação negativa foi observada entre SSDE e diâmetro efetivo ($r=-0,777$; $p<0,05$). O mesmo foi observado neste estudo: uma correlação positiva foi obtida entre $CTDI_{vol}$ e diâmetro efetivo, ($r=0,391$; $p<0,05$) e forte correlação inversa entre SSDE e diâmetro efetivo, ($r=0,035$; $p>0,05$).

Neste estudo os valores de $CTDI_{vol}$ e SSDE para TC abdominal em ambos os sexos variam entre 6,33 a 18,92 mGy (média 12,08) e 9,53 a 27,04 mGy (média 15,71), respectivamente. Esses valores são considerados aceitáveis quando comparados com estudo realizado por Bashier e Suliman (2018) que avaliou 234 TC abdominais de sete hospitais e obteve valores médios significativamente maiores: $CTDI_{vol}$ 4,0 a 74,5 mGy (média: 16), SSDE 5,5 a 152,8 mGy (média: 23,9), respectivamente.

Em relação às doses estimadas por SSDE, observou-se que pacientes com diâmetro efetivo maior receberam doses menores do que pacientes com diâmetro efetivo menor (Figura 24). Esse resultado é coerente com a natureza dos fatores de conversão fornecidos pela AAPM em seu *Report* 204 (2011) o qual também diminui conforme aumenta o D_{eff}, e é corroborado por outros estudos (AAPM, 2007; BASHIER E SULIMAN, 2018; RAJARAMAN *et al.,* 2020). Ainda de acordo com Anan et al. (2015)

o valor do $CTDI_{vol}$ é constante com diâmetros crescentes, resultando em valores f decrescentes e fazendo com que o valor do SSDE diminua.

Quando discursamos sobre o tema dose, temos em observação uma análise de quanto maior a região a ser estudada maior a dose, é o que o $CTDI_{vol}$ confirmou neste estudo, mas lembramos que o $CTDI_{vol}$ é uma métrica de dose inserida nos tomógrafos com base em um *phantom* de 32 cm de D_{eff} apenas, não levando em conta os vários tamanhos encontrados na anatomia prevalecente da população.

4. Conclusão

O objetivo inicial deste estudo foi de estimar as doses decorrentes de exposições médicas em TC abdominal, levando em consideração os diferentes tamanhos específicos (SSDE) da circunferência abdominal

No decorrer do estudo encontramos uma diferença de dose entre $CTDI_{vol}$ e SSDE acima de 30% respectivamente para ambos os sexos, que se acentuou ainda mais quando comparamos em quartis do diâmetro efetivo, onde a diferença foi aproximadamente de 57% para ambos os sexos respectivamente, relatando que a dose por SSDE é mais fidedigna pois retrata as variações na anatomia dos pacientes. Por isso, estimar doses em TC por SSDE é uma forma mais conservadora do ponto de vista de proteção radiológica.

Observamos que a falta de informações como peso e altura dos pacientes foi uma limitação deste estudo, pois seriam mais um fator importante na exploração desses dados, assim como ocorreu com os diâmetros AP e LAT, ambos, e não apenas um, utilizados para determinar o diâmetro efetivo. A obtenção manual dos diâmetros também pode-se ser considerada uma limitação deste estudo, pois foi obtida de modo operador dependente.

Como pontos positivos deste estudo, pode-se destacar, de acordo com os dados revelados e o perfil traçado da amostra, que servirá como um norteador nos estudos nacionais na comparação entre $CTDI_{vol}$ e SSDE e na antropometria das amostras relatadas, pois é um dos poucos estudos realizados nessa temática no país. Além disso, este estudo relata as variações antropométricas na região de Porto Alegre, onde pacientes do sexo masculino têm uma maior estatura de hemicorpo e um maior diâmetro anteroposterior e pacientes do sexo femino possuem uma menor estatura de hemicorpo e um maior diâmetro lateral.

Assim, para futuros espera-se obter informações adicionais de peso e altura nos exames, além de um método de mensuração dos diâmetros de forma automatizada, como já realizados em outros estudos. Também se espera em trabalhos futuros correlacionar estudos antropométricos, teste de composição corporal DEXA (*Dual Energy X-ray Absorptiometry)* ou até mesmo a avaliação da região de interesse (ROI) utilizado na TC com os dados obtidos neste estudo. Por fim, espera-se obter futuramente com este estudo não somente estimativas de dose efetiva por paciente, mas também estimativa de dose em órgão por tamanho específico (SSODE) a fim de permitir a otimização das doses em protocolos de TC.

Referências

ALAWI M, Begum A, Harraz M, et al. (10 de fevereiro de 2021) Absorciometria de raios-X de dupla energia (DEXA) Varredura versus tomografia computadorizada para avaliação da

ALDRICH, J. E., et al. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Head, Cheast and Abdominal CT - IAEA-coordinated Research Project. Radiology, v. 240, p. 828. 2006.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE (AAPM) - Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, AAPM Report 111, 2010.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, AAPM Report 111, 2010

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations, AAPM Report 204, 2011.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT, AAPM Report 293, 2019.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) *Specification, and acceptance testing computed tomography scanners*, Committee on Quality Assurance in Tomography, AAPM Report 39, 1993.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Report 96, 2008.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT, AAPM Report 220, 2014.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICS IN MEDICINE, (AAPM) Standardized Methods For Measuring Diagnostic X-Ray Exposures, AAPM Report 31, 1990

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR) 2018, Radiation Dose flyer, disponível em https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Radiology-Safety/Radiation-Safety/Dose-Reference-Card.pdf, acesso em Outubro 2020.

AMERICAN JOURNAL of ROENTGENOLOGY 2018; 210: 127-133. 10.2214/AJR.17.18025 Read More: https://www.ajronline.org/doi/full/10.2214/AJR.17.1825#abstract

ANAM, C. et al.2016 J. Phys.: Conf. Ser. 694 012030, A fully automated calculation of size-specific dose estimates (SSDE) in thoracic and head CT examinations, 13th South-East Asian Congress of Medical Physics 2015 (SEACOMP) IOP Publishing Journal of Physics: Conference Series 694 (2016) 012030 doi:10.1088/1742-6596/694/1/012030.

BASHIER, E. H., & Suliman, I. I. (2018). *RADIATION DOSE DETERMINATION IN ABDOMINAL CT EXAMINATIONS OF CHILDREN AT SUDANESE HOSPITALS USING SIZE-SPECIFIC DOSE ESTIMATES. Radiation Protection Dosimetry.* doi:10.1093/rpd/ncy164 https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s11547-018-0859-6.pdf

BAUHS, J. A., McCOLLOUGH, C. H. et al."CT dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices", Radiographics, v. 28, n.1, p. 245-253, 2008 GEVENOIS, P. A. e TACK, D. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Tomography. 1ª. Berlim : Springer, 2007, 286 p.

BOONE, J. M, et al. RPT 204. AAPM - American Association of Physicists in Medicine. 2011. Disponível em <http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf >. Acesso em 01 de Maio de 2019.

BORRAZ, Taysi. Efeitos Biológicos da Radiação em Seres Vivos. 2010. Disponível em www.energiatomica.hpg.ig.com.br/Bio. Acesso em julho de 2019.

BRADY SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. Radiology. 2012 Dec;265(3):832-40. doi: 10.1148/radiol.12120131. Epub 2012 Oct 23. PMID: 23093679.

BRINK JA, MORIN RL. Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? Radiology. 2012 Dec;265(3):666-8. doi: 10.1148/radiol.12121919. PMID: 23175540.

BRINK, James A. , Morin, Richard L. - Size-specific Dose Estimation for CT: How Should It Be Used and What Does It Mean? Journal Article - [doi] 10.1148/radiol.12121919 - https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.12121919 - Radiology December 2012

BUSHONG, Stewart C., Ciência radiológica para tecnólogos : física, biologia e proteção 9ª Edição/ Stewart Carlyle Bushong ; [tradução Sandro Martins Dolghi… et al.]. – Rio de Janeiro : Elsevier, 2010.

BUSHONG, Stewart C., Computed Tomography – Essential of Medical Imaging Series, McGraw-Hill, New York, EUA, 2000 ALDRICH, J. E., et al. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Head, Cheast and Abdominal CT - IAEA-coordinated Research Project. Radiology, v. 240, p. 828. 2006.

CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTOS DE SAÚDE – CNES. Secretaria de atenção à Saúde. Disponível emhttp://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?cnes/cnv/equipobr.def. Acesso em Fevereiro de 2021.

CARBI, E. D. O., et al. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. Radiologia Brasileira, v. 42. 2009.

CHOUDHARY N, RANA BS, Shukla A, OINAM AS, SINGH NP, KUMAR S. Patients dose estimation in ct examinations using size specific dose estimates. Radiat Prot Dosimetry. 2019 Aug 1;184(2):256-262. doi: 10.1093/rpd/ncy207. PMID: 30496523.

CHOUDHARY, N., Rana, B. S., Shukla, A., Oinam, A. S., Singh, N. P., & Kumar, S. (2018). *PATIENTS DOSE ESTIMATION IN CT EXAMINATIONS USING SIZE SPECIFIC DOSE ESTIMATES. Radiation Protection Dosimetry.* doi:10.1093/rpd/ncy207

D'IPPOLITO, Giuseppe; MEDEIROS, Regina B. Exames Radiológicos na Gestação. Radiologia Brasileira, Colégio de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, São Paulo, SP, p. 447-450, jun. 2005.

DAMILAKIS J. (2021). CT Dosimetry: What Has Been Achieved and What Remains to Be Done. Investigative radiology, 56(1), 62–68. https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000727

DAMILAKIS J. CT Dosimetry: What Has Been Achieved and What Remains to Be Done. Invest Radiol. 2021 Jan;56(1):62-68. doi: 10.1097/RLI.0000000000000727. PMID: 32932380.

DE MATTIA, C., CAMPANARO, F., ROTTOLI, F. *et al.* Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *Eur Radiol Exp* 4, 14 (2020). https://doi.org/10.1186/s41747-019-0130-5

densidade óssea. Cureus 13(2): e13261. doi:10.7759/cureus.13261

DING, Aiping & Gao, Yiming & Liu, Haikuan & Caracappa, Peter & Long, Daniel & Bolch, Wesley & Liu, Bob & Xu, George. (2015). VirtualDose: A software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. Physics in medicine and biology. 60. 5601-5625. 10.1088/0031-9155/60/14/5601.

ELIAS JUNIOR, Jorge. Reavaliação de protocolos técnicos e outras maneiras de redução da dose de radiação em tomografia computadorizada. Radiol Bras vol.46 n.4, p. 5-6, São Paulo jul./ago. 2013. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/S0100-39842013000400001. Acesso em 01 maio de 2019.

FAVAZZA CP, Yu L, Leng S, Kofer JM, McCollough CH (2015) Automatic exposure control systems designed to maintain constant image noise: efects on computed tomography dose and noise relative to clinically accepted technique charts. J Comput Assist Tomogr 39(3):437

FRIEDLAND, G. W. e THURBER, B. D.The birth of CT. AJR, v. 167, p. 1365-1370, 1996.

GAO, Y., Quinn, B., Mahmood, U. *et ai.* Uma comparação de métodos de estimativa de dose de órgãos de TC pediátricos e adultos. *BMC Med Imaging* 17, 28 (2017). https://doi.org/10.1186/s12880-017-0199-3

GEVENOIS, P. A. e TACK, D. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Tomography. 1ª. Berlim: Springer, 2007, p.286 São Paulo, SP, p. 447-450, jun. 2005.

GRANATA C, ORIGGI D, PALORINI F, MATRANGA D, SALERNO S. Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey. Pediatr Radiol. 2015 Apr;45(5):695-705. doi: 10.1007/s00247-014-3201-z. Epub 2014 Nov 8. PMID: 25380999.

HADLEY WICKHAM, ROMAIN FRANÇOIS, LIONEL HENRY AND KIRILL MÜLLER (2021). dplyr: A Grammar of Data Manipulation. R package version 1.0.7. https://CRAN.R-project.org/package=dplyr

HIPERMÍDIA, Ministério da Saúde, SUS, http://200.134.10.33/hipermidia/ Acesso em Setembro 2020 IMAI, R., Miyazaki, O., Horiuchi, T. *et al.* Local diagnostic reference level based on size-specific dose estimates: Assessment of pediatric abdominal/pelvic computed tomography at a Japanese national children's hospital. *Pediatr Radiol* 45, 345–353 (2015). https://doi.org/10.1007/s00247-014-3189-4

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, (ICRP) Publication 135, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging, Volume 46 No. 1, 2017.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, (ICRP) Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Volume 37 Nos. 2-4, 2007.

INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION (IEC). Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-6: Imaging performance of computed tomography X-ray equipment, IEC 61223-2-6, 2006.

INTERNATIONAL ELETROTECHNICAL COMMISSION (IEC). Medical Electrical Equipment: Particular Requirements for the Safety X-ray Equipment for Computed Tomography – Part 2-44: IEC 60601-2-44, 2002.

JESSEN, K. A., SHRIMPTON, P. C., GELEIJNS, J., PANZER, W., TOSI, G. "Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography", Applied Radiation and Isotopes, v. 50, p. 165-172, 1999.

JORNADA, T.S., SILVA, T. A. da: Quantificação das grandezas dosimétricas em exames de tomografia computadorizada pediátricos do abdome. Radiol Bras v. 47, n. 5, p. 288-291, São Paulo, set./out. 2014. Disponível em: Available from <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842014000500288&lng=en&nrm=iso>. Acesso em 27 Nov. 2020.

KALENDER, W. A., "Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications", 2nd ed, Publics Corporate Publishing, GWA, Erlangen, Alemanha, 2005.

KIKUTI, C.F.; Salvadori, P. S. , Costa, D.M.C, D'Ippolito, G. ; Medeiros, R.B., Estimativa da dose em exames de tomografia de abdome com base nos valores de DLP, IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013 Rio de Janeiro, RJ, Brazil, April 15-19, 2013.

KIM YY, Shin HJ, Kim MJ, Lee MJ. Comparison of effective radiation doses from X-ray, CT, and PET/CT in pediatric patients with neuroblastoma using a dose monitoring program. Diagn Interv Radiol. 2016 Jul-Aug;22(4):390-4. doi: 10.5152/dir.2015.15221. PMID: 27306659; PMCID: PMC4956027.

LI X, Yang K, DeLorenzo MC, Liu B. Assessment of radiation dose from abdominal quantitative CT with short scan length. Br J Radiol 2017; 90: 20160931.

MAZZILLI, Barbara P. et al. Noções básicas de Proteção Radiológica. IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Agosto, 2002.

MEDEIROS, J. Qualidade de imagem versus dose em Tomografia Computadorizada. Tese de Mestrado (Engenharia Biomédica. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra. 2009).

MELLO-AMOEDO, C.; MARTINS, A; Adriano TACHIBANA, Daniella Ferraro PINHO e Ronaldo Hueb BARONI. Comparison of Radiation Dose and Image Quality of Abdominopelvic CT Using Iterative (AIDR 3D) and Conventional Reconstructions. American Journal of Roentgenology 2018 210: 1, 127-133.
METTLER, Fred A. Efeitos médicos e riscos da exposição à radiação ionizante

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (NCRP) Medical Radiation Exposure of Patients in the United States Report No. 184 November 15, 2019

O'NEILL, S., Kavanagh, R.G., Carey, B.W. *et al.* Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. *Eur Radiol Exp* 2, 38 (2018). https://doi.org/10.1186/s41747-018-0070-5

PRIMAK, A. N., McCOLLOUGH, C. H. et al."Relationship between Noise, Dose and Pitch in Cardiac Multi-Detector Row CT", Radiographics, v. 26, n.6, p. 1785-1794, 2006.

Public Health England (PHE) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – P C Shrimpton, M C Hillier, S Meeson and S J Golding - Report 013 September 2014

Publicado em 6 de março de 2012 • IOP Publishing Ltd Journal of Radiological Protection , Volume 32 , Número 1 Fred A Mettler 2012 *J. Radiol. Prot.* 32 N9

R Core Team (2021). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL https://www.R-project.org/.

RAJARAMAN V, Ponnusamy M, Halanaik D. Size specific dose estimate (SSDE) for estimating patient dose from CT used in myocardial perfusion SPECT/CT. Asia Ocean J Nucl Med Biol. 2020; 8(1);58-63. doi: 10.22038/aojnmb.2019.40863.1276

REHANI, M. M., Melick, E. R., Alvi, R. M., Doda Khera, R., Batool-Anwar, S., Neilan, T. G., & Bettmann, M. (2020). Patients undergoing recurrent CT exams: assessment of patients with non-malignant diseases, reasons for imaging and imaging appropriateness. European radiology, 30(4), 1839–1846. https://doi.org/10.1007/s00330-019-06551-8

REHANI, M. M., Szczykutowicz, T. P., & Zaidi, H. (2020). CT is still not a low-dose imaging modality. Medical physics, 47(2), 293–296. https://doi.org/10.1002/mp.14000

REVELLE, W. (2020) psych: Procedures for Personality and Psychological Research, Northwestern University, Evanston, Illinois, USA, https://CRAN.R-project.org/package=psych Version = 2.1.3,.

RODRIGUES, Sónia Isabel et al. Estudo da dose nos exames de tomografia computadorizada abdominal em um equipamento de 6 cortes. Radiologia Brasileira [online]. 2012, v. 45, n. 6 [Acessado 2 Março 2022] , pp. 326-333. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842012000600008>. Epub 02 Jan 2013. ISSN 1678-7099. https://doi.org/10.1590/S0100-39842012000600008.

ROMANO, R. F. T., SALVADORI, P. S., TORRES, L. R., BRETAS, E. A. S., BEKHOR, D., CALDANA, R. P., MEDEIROS, R. B., D'IPPOLITO, G.: readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdome em um hospital universitário: impacto na dose de radiação. Radiol Bras vol.48 n.5, p. 292-297, São Paulo set./oct. 2015. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054. Acesso em 01 maio de 2019.

ROMANO, Ricardo Francisco Tavares et al. Readjustment of abdominal computed tomography protocols in a university hospital: impact on radiation dose* * Study developed in the Department of Imaging Diagnosis at Escola Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo (EPM-Unifesp), São Paulo, SP, Brazil. . Radiologia Brasileira [online]. 2015, v. 48, n. 5 [Acessado 14 Março 2022] , pp. 292-297. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054>. ISSN 1678-7099. https://doi.org/10.1590/0100-3984.2014.0054.

SANTOS J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. Radiat Prot Dosimetry. 2014;158(3):307-17. doi: 10.1093/rpd/nct226. Epub 2013 Sep 15. PMID: 24043875.

SANTOS, Karina Cecília Panelli; COSTA, Cláudio; OLIVEIRA, Jefferson Xavier de. Tomografia computadorizada. In: *Imaginologia*[S.l: s.n.], p. 316 , 2014. Disponível em: https://statics-shoptime.b2w.io/sherlock/books/firstChapter/116717281.pdf

SEERAM, E., "Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control", 2nd ed, W.B. Saunders Company, Philadelphia, Pennsylvania, EUA, 2004.

SENSAKOVIC, WILLIAM F.; WARDEN, DAVID, R. What Is the CT Dose Report Sheet and Why Is It Useful?. AJR 2016; 207:929–930 0361–803X/16/2075–929. **American Roentgen Ray Society.** Disponível em: https://www.ajronline.org/doi/pdfplus/10.2214/AJR.16.16686. Acesso em 03 nov. 2021.

SHAO YH, Tsai K, Kim S, Wu YJ, Demissie K. Exposure to Tomographic Scans and Cancer Risks. JNCI Cancer Spectr. 2019 Nov 14;4(1):pkz072. doi: 10.1093/jncics/pkz072. PMID: 32337490; PMCID: PMC7050152.

SOARES, F. A. P. et al. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. Radiologia Brasileira, Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, São Paulo, SP, p. 91-103, mar/abr. 2011.

SPRAWLS, Perry Ph.D. Computed Tomography Image Quality Optimization and Dose Management, disponível em http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM/#26 Acesso em Outubro 2020.

STAMM G, Nagel HD. CT-Expo - ein neuartiges Programm zur Dosis Evaluierung in der CT [CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT]. Rofo. 2002 Dec;174(12):1570-6. German. doi: 10.1055/s-2002-35937. PMID: 12471531.

TAKAKIYO Tsujiguchi, Hideki Obara, Shuichi Ono, Yoko Saito, Ikuo Kashiwakura, Consideration of the usefulness of a size-specific dose estimate in pediatric CT examination, *Journal of Radiation Research*, Volume 59, Issue 4, July 2018, Pages 430–435, https://doi.org/10.1093/jrr/rry022

UNITED NATIONS ENVIRONMENT PROGRAMME, 2016. Radiação: efeitos e fontes, Programa das Nações Unidas para o Meio Ambiente, 2016 ISBN: 978-92-807-3604-5. Disponível em: http://www.ird.gov.br/index.php/publicacoes/send/35-publicacoes/109-publicacao-das-nacoes-unidas-sobre-efeitos-da-radiacao-e-fontes. Acesso 27 de Nov. 2020.

United Nations Scientific Committee On The Effects Of Atomic Radiation (UNSCEAR) "Sources and effects of ionizing radiation". United Nations, New York (2020). Report: 2019

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION, (UNSCEAR) Sources, Effects And Risks Of Ionizing Radiation - Report to the General Assembly, with Scientific Annexes - UNSCEAR 2017.

VERDUN FR, Gutierrez D, Schnyder P, Aroua A, Bochud F, Gudinchet F. CT dose optimization when changing to CT multi-detector row technology. Curr Probl Diagn Radiol. 2007 Jul-Aug;36(4):176-84. doi: 10.1067/j.cpradiol.2007.04.001. PMID: 17601537.

WHITEBIRD RR, Solberg LI, Bergdall AR, López-Solano N, Smith-Bindman R. Barriers to CT Dose Optimization: The Challenge of Organizational Change. Acad Radiol. 2021 Mar;28(3):387-392. doi: 10.1016/j.acra.2020.02.016. Epub 2020 Apr 9. PMID: 32278691; PMCID: PMC8797012.

WOLBARST, A. B., Physics of Radiology, Second Edition **ISBN:** 9781930524651 **Published:** 2005 | 660 pp | eBook

APÊNDICE B – DADOS COLETADOS

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8)										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
63	F	46,50	11,86	399,90	120	300	27,76	1,32	15,66	6,00
64	F	45,00	12,38	615,88	120	300	31,24	1,19	14,73	9,24
56	F	44,00	10,14	310,54	120	300	24,05	1,53	15,51	4,66
53	F	46,00	14,51	667,46	120	300	33,19	1,10	15,96	10,01
75	M	49,90	13,18	473,82	120	300	29,14	1,28	16,87	7,11
86	F	41,10	10,14	510,05	120	300	29,64	1,23	12,47	7,65
61	F	52,60	14,81	853,18	120	300	36,84	0,95	14,07	12,80
64	M	57,75	18,92	1159,77	120	300	33,85	1,06	20,06	17,40
67	M	57,50	8,72	542,96	120	300	28,00	1,32	11,51	8,14
68	M	53,00	13,89	800,64	120	300	29,76	1,23	17,08	12,01
66	F	50,00	13,64	747,11	120	300	31,36	1,19	16,23	11,21
33	M	58,50	9,12	576,85	120	300	29,13	1,28	11,67	8,65
71	F	43,50	11,77	511,99	120	300	29,41	1,28	15,07	7,68
54	F	50,00	10,33	564,59	120	300	24,31	1,53	15,80	8,47
59	F	50,20	14,97	751,49	120	300	32,11	1,14	17,07	11,27
67	F	46,20	14,04	789,05	120	300	31,33	1,19	16,71	11,84
80	F	39,80	11,38	452,92	120	300	29,81	1,23	14,00	6,79
78	M	56,20	14,47	813,21	120	300	33,15	1,10	15,92	12,20
65	F	46,20	12,89	655,82	120	300	27,14	1,37	17,66	9,84
64	F	42,70	6,44	398,02	120	300	25,35	1,48	9,53	5,97
39	F	54,38	10,69	581,54	120	300	33,51	1,06	11,33	8,72
62	F	46,88	10,98	514,96	120	300	33,47	1,10	12,08	7,72
42	F	47,63	11,30	581,89	120	300	31,01	1,19	13,45	8,73
81	F	45,00	11,10	552,40	120	300	29,87	1,23	13,65	8,29
65	F	31,48	10,62	535,42	120	300	26,72	1,37	14,55	8,03
40	M	43,13	10,14	437,03	120	300	20,98	1,71	17,34	6,56
68	M	50,25	10,21	513,56	120	300	30,76	1,19	12,15	7,70
74	M	46,88	7,81	366,29	120	300	26,05	1,43	11,17	5,49
46	M	53,25	11,17	595,36	120	300	32,88	1,10	12,29	8,93
47	F	46,13	10,14	467,45	120	300	25,41	1,48	15,01	7,01
65	F	43,13	7,64	329,28	120	300	25,76	1,43	10,93	4,94
56	F	46,88	10,16	476,50	120	300	23,06	1,59	16,15	7,15
78	M	52,00	14,45	914,36	120	300	30,64	1,19	17,20	13,72
40	F	47,13	14,66	690,49	120	300	31,48	1,19	17,45	10,36
39	F	48,75	11,23	548,02	120	300	27,49	1,37	15,39	8,22
25	F	51,10	16,25	935,25	120	300	31,23	1,19	19,34	14,03
54	M	55,88	14,57	883,80	120	300	28,05	1,32	19,23	13,26
24	M	52,50	8,78	491,93	120	300	20,87	1,71	15,01	7,38
59	F	53,63	14,71	858,70	120	300	29,42	1,28	18,83	12,88
31	M	51,00	9,79	499,29	120	300	27,72	1,32	12,92	7,49
70	F	46,88	11,33	571,04	120	300	22,67	1,59	18,01	8,57
63	F	48,13	14,63	703,70	120	300	33,79	1,06	15,51	10,56
72	F	42,25	10,14	428,92	120	300	24,65	1,48	15,01	6,43
66	M	47,25	14,16	719,11	120	300	22,49	1,65	23,36	10,79
59	M	51,75	15,02	848,60	120	300	31,76	1,14	17,12	12,73
56	F	43,00	12,76	548,68	120	300	31,07	1,19	15,18	8,23
64	F	40,75	10,14	413,71	120	300	22,99	1,59	16,12	6,21
21	M	53,88	14,33	772,39	120	300	29,80	1,23	17,63	11,59
35	F	57,00	14,85	917,41	120	300	31,62	1,14	16,93	13,76

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
59	M	53,75	13,10	704,78	120	300	28,57	1,28	16,77	10,57
62	F	46,50	9,56	444,54	120	300	27,40	1,37	13,10	6,67
70	F	45,75	14,16	697,88	120	300	26,85	1,37	19,40	10,47
67	M	40,25	11,22	452,17	120	300	26,35	1,43	16,04	6,78
71	M	38,48	14,28	823,14	120	300	28,93	1,28	18,28	12,35
70	M	57,38	14,81	920,15	120	300	31,61	1,14	16,88	13,80
67	M	51,25	15,20	779,76	120	300	38,07	0,92	13,98	11,70
73	F	49,13	10,19	500,33	120	300	28,59	1,28	13,04	7,50
52	F	46,38	14,57	676,05	120	300	33,98	1,06	15,44	10,14
77	F	45,75	10,30	471,74	120	300	29,56	1,23	12,67	7,08
52	M	51,38	10,14	521,20	120	300	23,72	1,53	15,51	7,82
53	M	45,75	11,05	506,09	120	300	26,72	1,37	15,14	7,59
64	F	44,63	13,32	594,07	120	300	28,19	1,32	17,58	8,91
55	M	47,88	8,67	415,29	120	300	23,10	1,59	13,79	6,23
55	M	52,13	10,29	536,11	120	300	25,46	1,48	15,23	8,04
65	F	48,75	11,03	590,15	120	300	26,33	1,43	15,77	8,85
46	F	40,88	7,60	310,84	120	300	22,82	1,59	12,08	4,66
53	F	44,50	13,82	614,99	120	300	33,08	1,10	15,20	9,22
68	F	51,30	7,10	398,14	120	300	24,71	1,48	10,51	5,97
51	F	49,88	10,14	553,79	120	300	25,71	1,43	14,50	8,31
53	M	56,50	8,69	532,61	120	300	26,01	1,43	12,43	7,99
54	M	51,63	13,48	695,57	120	300	32,74	1,10	14,83	10,43
78	F	49,50	10,17	529,18	120	300	30,99	1,19	12,10	7,94
55	M	51,38	14,82	761,75	120	300	30,64	1,19	17,64	11,43
46	F	48,50	11,86	575,21	120	300	26,77	1,37	16,25	8,63
59	M	54,00	14,69	863,02	120	300	29,92	1,23	18,07	12,95
57	F	48,00	13,53	713,94	120	300	30,28	1,23	16,64	10,71
82	F	44,38	10,44	463,54	120	300	28,08	1,32	13,78	6,95
58	M	45,00	7,60	342,00	120	300	20,09	1,78	13,53	5,13
61	M	43,80	9,50	416,10	120	300	28,80	1,28	12,16	6,24
82	M	48,00	13,68	721,97	120	300	30,99	1,19	16,28	10,83
36	M	53,60	15,23	870,88	120	300	28,18	1,32	20,10	13,06
59	M	46,13	14,16	703,19	120	300	26,45	1,43	20,25	10,55
53	M	45,88	13,58	623,32	120	300	28,31	1,32	17,93	9,35
35	F	46,13	14,37	731,38	120	300	28,23	1,32	18,97	10,97
57	F	41,00	9,48	388,68	120	300	32,07	1,14	10,81	5,83
55	M	53,25	16,12	859,20	120	300	30,78	1,19	19,18	12,89
72	M	42,50	10,94	464,95	120	300	29,07	1,28	14,00	6,97
65	M	49,00	14,44	707,56	120	300	32,36	1,14	16,46	10,61
77	M	40,25	12,03	484,81	120	300	30,91	1,19	14,32	7,27
33	F	40,38	7,69	310,68	120	300	23,84	1,53	11,77	4,66
79	F	47,25	11,40	593,19	120	300	33,47	1,10	12,54	8,90
56	M	45,13	10,15	457,77	120	300	25,48	1,48	15,02	6,87
57	M	43,38	10,41	451,79	120	300	27,58	1,32	13,74	6,78
23	M	50,25	10,14	557,59	120	300	21,70	1,65	16,73	8,36
86	F	41,23	12,33	655,46	120	300	28,26	1,32	16,28	9,83
65	F	53,60	14,16	809,37	120	300	25,68	1,43	20,25	12,14
34	M	53,75	15,92	856,50	120	300	28,37	1,32	21,01	12,85
43	F	49,38	14,07	695,06	120	300	26,28	1,43	20,12	10,43
59	M	54,00	15,89	920,43	120	300	30,96	1,19	18,91	13,81
74	F	44,88	10,87	488,06	120	300	29,08	1,28	13,91	7,32

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
73	M	47,25	14,48	684,90	120	300	32,27	1,14	16,51	10,27
51	F	45,00	10,14	504,38	120	300	22,34	1,65	16,73	7,57
65	F	48,00	11,30	542,40	120	300	26,99	1,37	15,48	8,14
69	M	42,63	8,84	376,58	120	300	25,21	1,48	13,08	5,65
57	F	33,05	11,15	555,07	120	300	26,54	1,37	15,28	8,33
51	M	41,63	10,14	421,82	120	300	24,73	1,48	15,01	6,33
86	F	42,00	11,15	468,30	120	300	29,10	1,28	14,27	7,02
64	F	39,50	8,59	339,31	120	300	26,80	1,37	11,77	5,09
82	F	34,00	10,14	344,76	120	300	22,82	1,59	16,12	5,17
63	F	41,25	10,14	418,78	120	300	23,38	1,59	16,12	6,28
44	M	48,00	13,11	629,28	120	300	30,50	1,23	16,13	9,44
52	F	41,13	11,48	471,83	120	300	25,77	1,43	16,42	7,08
43	M	46,50	14,32	665,88	120	300	31,35	1,19	17,04	9,99
74	M	50,38	12,05	607,32	120	300	28,44	1,32	15,91	9,11
70	M	50,13	15,20	761,52	120	300	37,80	0,92	13,98	11,42
54	M	45,38	15,20	690,08	120	300	35,54	0,99	15,05	10,35
70	M	48,50	14,07	682,40	120	300	33,05	1,10	15,48	10,24
72	M	45,75	12,92	591,74	120	300	28,66	1,28	16,54	8,88
70	F	40,25	10,14	408,64	120	300	24,64	1,48	15,01	6,13
80	F	38,63	12,91	498,33	120	300	33,47	1,10	14,20	7,47
59	M	41,63	10,20	424,32	120	300	21,04	1,71	17,44	6,36
69	M	52,25	15,19	794,44	120	300	34,35	1,06	16,10	11,92
73	M	44,25	14,38	637,03	120	300	31,48	1,19	17,11	9,56
55	M	49,88	10,76	588,13	120	300	25,68	1,43	15,39	8,82
64	F	45,88	12,66	581,09	120	300	29,60	1,23	15,57	8,72
73	F	49,00	10,68	523,32	120	300	28,29	1,32	14,10	7,85
70	F	44,85	15,05	1019,58	120	300	33,08	1,10	16,56	15,29
58	M	54,33	15,15	941,25	120	300	30,53	1,19	18,03	14,12
61	M	59,63	11,62	747,89	120	300	26,45	1,43	16,62	11,22
69	F	41,30	12,03	611,25	120	300	25,16	1,48	17,80	9,17
22	F	47,20	8,71	494,50	120	300	25,42	1,48	12,89	7,42
52	M	48,00	9,82	471,36	120	300	28,16	1,32	12,96	7,07
59	M	59,63	15,00	965,86	120	300	32,89	1,10	16,50	14,49
51	F	47,00	11,72	550,84	120	300	28,40	1,32	15,47	8,26
51	M	43,50	10,14	441,09	120	300	26,03	1,43	14,50	6,62
51	F	48,00	14,16	747,10	120	300	30,40	1,23	17,42	11,21
51	F	42,00	7,68	322,56	120	300	26,47	1,43	10,98	4,84
54	M	43,63	7,88	343,57	120	300	25,44	1,48	11,66	5,15
26	M	46,88	8,89	459,16	120	300	23,06	1,59	14,14	6,89
66	M	48,00	7,08	339,84	120	300	20,26	1,78	12,60	5,10
59	F	43,50	12,43	599,98	120	300	27,43	1,37	17,03	9,00
57	F	45,75	14,16	697,88	120	300	22,96	1,59	22,51	10,47
68	M	45,00	14,03	631,35	120	300	31,49	1,19	16,70	9,47
48	F	45,75	14,16	698,23	120	300	27,28	1,37	19,40	10,47
81	M	50,45	10,10	510,05	120	300	30,03	1,23	12,42	7,65
50	F	41,88	12,90	540,51	120	300	31,99	1,14	14,71	8,11
71	F	44,25	12,27	601,60	120	300	27,45	1,37	16,81	9,02
26	M	53,25	10,38	602,41	120	300	23,54	1,53	15,88	9,04
78	F	51,38	14,36	806,27	120	300	30,28	1,23	17,66	12,09
53	M	54,75	14,16	825,29	120	300	27,28	1,37	19,40	12,38
24	M	50,50	10,14	512,07	120	300	25,40	1,48	15,01	7,68

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação

Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
73	F	44,38	10,14	450,22	120	300	24,82	1,48	15,01	6,75
35	M	51,75	10,15	573,37	120	300	22,61	1,59	16,14	8,60
81	F	32,75	10,54	345,71	120	300	24,17	1,53	16,13	5,19
61	F	48,00	10,69	513,12	120	300	25,20	1,48	15,82	7,70
46	F	37,75	10,14	383,29	120	300	22,31	1,65	16,73	5,75
72	M	40,88	12,29	502,66	120	300	30,40	1,23	15,12	7,54
76	F	38,25	7,60	291,08	120	300	19,95	1,78	13,53	4,37
66	F	45,00	10,36	515,73	120	300	25,42	1,48	15,33	7,74
67	F	44,50	9,28	412,96	120	300	30,49	1,23	11,41	6,19
45	F	42,38	11,89	504,14	120	300	30,06	1,23	14,62	7,56
65	F	49,50	10,14	549,99	120	300	24,76	1,48	15,01	8,25
72	F	45,00	10,41	518,00	120	300	27,34	1,37	14,26	7,77
59	F	42,75	14,66	627,45	120	300	33,44	1,10	16,13	9,41
42	M	54,00	15,20	893,40	120	300	34,06	1,06	16,11	13,40
51	F	47,88	15,02	719,46	120	300	33,20	1,10	16,52	10,79
65	M	60,00	12,87	833,32	120	300	25,62	1,43	18,40	12,50
68	M	49,25	11,96	589,63	120	300	29,93	1,23	14,71	8,84
53	M	55,50	8,69	523,46	120	300	21,11	1,71	14,86	7,85
49	M	50,50	11,56	583,78	120	300	27,89	1,32	15,26	8,76
43	F	43,13	14,09	716,94	120	300	30,76	1,19	16,77	10,75
67	F	45,00	9,28	416,60	120	300	30,49	1,23	11,41	6,25
45	F	42,38	11,89	504,14	120	300	30,11	1,23	14,62	7,56
65	F	49,50	10,14	549,99	120	300	24,78	1,48	15,01	8,25
72	F	45,00	10,41	518,00	120	300	27,44	1,37	14,26	7,77
59	F	43,25	14,66	634,78	120	300	33,29	1,10	16,13	9,52
42	M	54,00	15,20	893,40	120	300	33,99	1,06	16,11	13,40
65	M	60,00	12,87	833,32	120	300	26,04	1,43	18,40	12,50
68	M	49,50	11,96	592,02	120	300	29,56	1,23	14,71	8,88
53	M	55,50	8,69	523,46	120	300	21,37	1,21	10,51	7,85
49	M	51,25	11,56	593,03	120	300	28,02	1,32	15,26	8,90
43	F	43,13	14,09	704,12	120	300	30,95	1,19	16,77	10,56
26	F	46,63	10,14	472,52	120	300	23,20	1,59	16,12	7,09
39	M	53,00	14,73	780,69	120	300	28,13	1,32	19,44	11,71
59	F	50,63	15,20	842,09	120	300	36,37	0,99	15,05	12,63
56	M	51,50	14,03	722,55	120	300	31,69	1,14	15,99	10,84
67	F	41,00	7,21	295,61	120	300	23,44	1,59	11,46	4,43
54	M	48,75	14,16	740,72	120	300	28,56	1,28	18,12	11,11
37	F	50,70	15,15	878,76	120	300	32,64	1,10	16,67	13,18
65	M	51,75	10,17	574,52	120	300	19,57	1,78	18,10	8,62
60	F	52,13	13,23	752,46	120	300	27,90	1,32	17,46	11,29
71	F	49,75	9,19	457,66	120	300	32,12	1,14	10,48	6,86
63	M	41,63	7,62	316,99	120	300	26,99	1,37	10,44	4,75
55	M	42,13	7,60	319,96	120	300	19,45	1,84	13,98	4,80
63	M	45,88	11,40	523,26	120	300	38,57	0,88	10,03	7,85
30	F	49,75	12,30	612,54	120	300	29,75	1,23	15,13	9,19
29	F	41,33	10,84	575,92	120	300	26,19	1,43	15,50	8,64
69	F	45,13	11,40	514,14	120	300	35,42	1,02	11,63	7,71
45	F	43,75	10,48	459,02	120	300	23,45	1,59	16,66	6,89
62	M	45,13	10,14	457,31	120	300	23,22	1,59	16,12	6,86
61	M	41,38	8,18	338,65	120	300	28,21	1,32	10,80	5,08
56	F	48,13	8,97	431,46	120	300	29,99	1,23	11,03	6,47

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
68	M	50,50	11,40	575,70	120	300	32,72	1,10	12,54	8,64
53	M	49,63	11,40	565,44	120	300	33,04	1,10	12,54	8,48
62	M	52,13	11,40	648,78	120	300	30,43	1,23	14,02	9,73
57	F	40,25	7,78	313,53	120	300	25,83	1,43	11,13	4,70
69	M	42,58	14,72	627,07	120	300	32,27	1,14	16,78	9,41
18	F	48,75	9,72	520,17	120	300	26,51	1,37	13,32	7,80
74	M	43,75	10,14	444,13	120	300	26,83	1,37	13,89	6,66
61	M	46,63	10,63	495,36	120	300	26,61	1,37	14,56	7,43
46	M	43,75	11,60	508,08	120	300	26,54	1,37	15,89	7,62
57	M	47,00	14,86	698,42	120	300	32,66	1,10	16,35	10,48
67	M	46,63	10,48	488,37	120	300	25,25	1,48	15,51	7,33
66	F	41,63	14,16	639,48	120	300	27,80	1,32	18,69	9,59
51	F	44,38	10,72	475,97	120	300	26,53	1,37	14,69	7,14
55	F	42,38	11,19	474,46	120	300	28,08	1,32	14,77	7,12
66	M	48,88	16,61	812,23	120	300	31,33	1,19	19,77	12,18
71	F	47,50	14,93	709,18	120	300	31,31	1,19	17,77	10,64
46	M	53,88	15,20	819,28	120	300	32,13	1,14	17,33	12,29
68	M	51,38	10,14	570,26	120	300	21,35	1,71	17,34	8,55
58	F	50,63	10,14	561,39	120	300	23,68	1,53	15,51	8,42
41	M	48,38	14,77	714,87	120	300	30,07	1,23	18,17	10,72
35	F	44,45	13,05	698,33	120	300	30,16	1,23	16,05	10,47
65	M	48,00	9,08	435,84	120	300	27,40	1,37	12,44	6,54
60	F	50,25	15,19	764,06	120	300	35,92	0,99	15,04	11,46
73	M	50,25	12,59	633,28	120	300	29,60	1,23	15,49	9,50
71	M	43,75	13,52	592,18	120	300	29,74	1,23	16,63	8,88
37	F	45,00	14,78	735,39	120	300	30,06	1,23	18,18	11,03
67	M	37,25	10,14	378,22	120	300	18,67	1,84	18,66	5,67
73	M	48,13	13,56	652,24	120	300	31,58	1,14	15,46	9,78
68	M	42,25	9,67	409,04	120	300	24,99	1,48	14,31	6,14
37	F	44,25	10,46	463,38	120	300	23,10	1,59	16,63	6,95
69	F	45,00	14,16	687,26	120	300	24,10	1,53	21,66	10,31
72	M	43,88	14,33	629,09	120	300	24,79	1,48	21,21	9,44
63	M	44,50	13,55	602,98	120	300	32,75	1,10	14,91	9,04
54	F	42,75	12,29	583,91	120	300	19,76	1,78	21,88	8,76
58	M	44,63	11,35	506,21	120	300	28,06	1,32	14,98	7,59
66	M	46,00	11,08	509,68	120	300	27,74	1,32	14,63	7,65
62	F	42,38	10,14	477,78	120	300	25,21	1,48	15,01	7,17
82	F	33,88	7,88	268,13	120	300	23,73	1,53	12,06	4,02
68	M	41,13	10,14	416,75	120	300	23,22	1,59	16,12	6,25
56	M	48,88	14,70	718,83	120	300	35,95	0,99	14,55	10,78
62	M	42,38	10,57	448,17	120	300	24,95	1,48	15,64	6,72
73	M	51,38	10,23	574,40	120	300	22,69	1,59	16,27	8,62
61	M	50,25	9,35	514,55	120	300	28,82	1,28	11,97	7,72
42	M	52,50	11,40	653,05	120	300	34,41	1,06	12,08	9,80
65	M	42,75	11,60	496,48	120	300	30,48	1,23	14,27	7,45
83	M	45,25	7,65	346,55	120	300	25,88	1,43	10,94	5,20
73	M	46,88	11,28	582,83	120	300	31,55	1,14	12,86	8,74
49	F	50,63	13,36	740,20	120	300	29,14	1,28	17,10	11,10
61	F	46,63	10,39	484,17	120	300	28,31	1,32	13,71	7,26
62	F	43,00	8,49	365,07	120	300	26,55	1,37	11,63	5,48
73	F	32,25	17,88	903,40	120	300	31,10	1,19	21,28	13,55

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
65	M	50,00	10,51	525,50	120	300	26,96	1,37	14,40	7,88
42	F	49,13	13,18	647,14	120	300	27,58	1,32	17,40	9,71
40	F	40,13	14,16	618,24	120	300	24,65	1,48	20,96	9,27
57	F	43,38	8,87	384,96	120	300	28,80	1,28	11,35	5,77
70	F	42,38	10,21	432,90	120	300	23,15	1,59	16,23	6,49
80	F	47,88	11,10	531,69	120	300	28,09	1,32	14,65	7,98
61	F	42,38	14,16	650,10	120	300	23,98	1,53	21,66	9,75
55	M	46,88	8,42	435,01	120	300	24,98	1,48	12,46	6,53
72	M	50,25	11,47	631,20	120	300	25,81	1,43	16,40	9,47
54	F	48,00	17,21	886,99	120	300	33,14	1,10	18,93	13,30
69	F	49,75	13,81	687,74	120	300	34,55	1,02	14,09	10,32
66	F	45,38	11,31	513,47	120	300	31,95	1,14	12,89	7,70
70	F	39,63	7,60	300,96	120	300	21,24	1,71	13,00	4,51
62	F	43,63	10,76	469,14	120	300	28,03	1,32	14,20	7,04
18	F	45,75	14,16	697,88	120	300	23,85	1,53	21,66	10,47
37	F	43,88	16,05	761,29	120	300	29,61	1,23	19,74	11,42
69	M	57,00	16,28	927,96	120	300	35,62	0,99	16,12	13,92
69	F	39,00	11,42	445,38	120	300	27,08	1,37	15,65	6,68
28	F	43,88	15,06	714,30	120	300	30,61	1,19	17,92	10,71
54	F	46,00	14,17	651,82	120	300	35,24	1,02	14,45	9,78
73	F	41,75	10,58	442,24	120	300	26,61	1,37	14,49	6,63
49	M	48,38	11,86	574,02	120	300	26,56	1,37	16,25	8,61
63	M	47,88	10,53	504,39	120	300	29,37	1,28	13,48	7,57
64	F	41,75	14,26	596,07	120	300	34,75	1,02	14,55	8,94
67	F	47,25	10,18	481,51	120	300	28,39	1,32	13,44	7,22
69	M	47,63	11,03	525,03	120	300	27,92	1,32	14,56	7,88
52	F	42,63	10,08	429,41	120	300	31,97	1,14	11,49	6,44
19	F	45,30	15,20	859,20	120	300	34,11	1,06	16,11	12,89
43	F	48,38	15,20	807,89	120	300	33,52	1,06	16,11	12,12
61	F	46,38	16,24	753,54	120	300	35,94	0,99	16,08	11,30
44	F	39,63	10,93	432,83	120	300	20,79	1,71	18,69	6,49
74	F	46,50	13,99	717,29	120	300	29,20	1,28	17,91	10,76
58	M	52,13	11,93	621,55	120	300	29,94	1,23	14,67	9,32
59	F	41,63	8,37	348,19	120	300	25,68	1,43	11,97	5,22
31	F	47,25	7,98	415,23	120	300	20,82	1,71	13,65	6,23
49	M	46,63	10,30	479,98	120	300	25,44	1,48	15,24	7,20
48	F	43,70	14,98	790,42	120	300	31,09	1,19	17,83	11,86
70	M	40,88	10,14	414,73	120	300	24,92	1,48	15,01	6,22
65	F	42,50	8,02	340,85	120	300	26,92	1,37	10,99	5,11
76	M	38,00	10,14	385,32	120	300	23,70	1,53	15,51	5,78
69	M	40,50	8,87	359,24	120	300	28,55	1,28	11,35	5,39
38	M	40,00	7,62	304,80	120	300	20,22	1,78	13,56	4,57
68	M	44,00	7,98	351,12	120	300	27,72	1,32	10,53	5,27
64	M	42,00	14,90	625,80	120	300	32,63	1,10	16,39	9,39
51	F	51,00	10,14	517,14	120	300	26,66	1,37	13,89	7,76
47	M	47,25	15,11	786,04	120	300	31,38	1,19	17,98	11,79
19	F	56,63	15,20	933,31	120	300	36,99	0,95	14,44	14,00
38	M	54,75	14,95	890,02	120	300	29,76	1,23	18,39	13,35
53	F	40,00	8,86	354,40	120	300	27,62	1,32	11,70	5,32
28	F	48,00	9,70	511,68	120	300	23,62	1,53	14,84	7,68
23	M	49,05	11,40	661,60	120	300	30,93	1,19	13,57	9,92

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
57	M	49,00	10,14	496,86	120	300	25,95	1,43	14,50	7,45
40	F	44,00	11,19	492,36	120	300	27,82	1,32	14,77	7,39
62	F	42,50	7,95	337,88	120	300	24,61	1,48	11,77	5,07
49	M	52,38	11,40	657,33	120	300	35,56	0,99	11,29	9,86
62	M	51,75	11,38	685,88	120	300	29,70	1,23	14,00	10,29
83	M	43,00	10,39	446,77	120	300	30,63	1,19	12,36	6,70
67	M	40,50	7,61	308,21	120	300	21,24	1,71	13,01	4,62
71	F	42,00	10,66	447,72	120	300	31,95	1,14	12,15	6,72
45	F	46,50	7,88	366,42	120	300	24,58	1,48	11,66	5,50
58	M	49,50	10,95	594,50	120	300	29,70	1,23	13,47	8,92
34	M	54,00	15,50	891,66	120	300	28,57	1,28	19,84	13,37
39	M	49,50	12,76	631,62	120	300	24,75	1,48	18,88	9,47
89	M	47,63	13,78	721,88	120	300	28,63	1,28	17,64	10,83
43	M	50,25	17,99	824,40	120	300	29,37	1,28	23,03	12,37
68	M	42,50	13,98	594,15	120	300	29,77	1,23	17,20	8,91
34	F	40,00	10,14	405,60	120	300	20,85	1,71	17,34	6,08
76	F	40,13	14,16	618,24	120	300	23,10	1,59	22,51	9,27
67	F	45,00	13,05	649,39	120	300	26,62	1,37	17,88	9,74
29	F	43,13	14,74	687,80	120	300	22,09	1,65	24,32	10,32
59	F	43,00	12,49	537,07	120	300	26,50	1,37	17,11	8,06
67	M	44,00	11,35	499,40	120	300	28,31	1,32	14,98	7,49
65	M	44,50	10,40	462,80	120	300	26,72	1,37	14,25	6,94
61	F	39,00	10,14	395,46	120	300	26,33	1,43	14,50	5,93
68	F	48,00	14,60	803,21	120	300	33,20	1,10	16,06	12,05
84	F	42,85	10,14	504,38	120	300	24,21	1,53	15,51	7,57
71	M	45,50	13,72	624,26	120	300	33,08	1,10	15,09	9,36
61	M	46,50	12,40	576,60	120	300	26,72	1,37	16,99	8,65
60	M	43,70	8,43	368,39	120	300	27,06	1,37	11,55	5,53
62	F	52,13	11,71	652,06	120	300	29,57	1,23	14,40	9,78
24	M	53,25	11,66	676,49	120	300	24,47	1,53	17,84	10,15
47	M	42,50	10,14	430,95	120	300	20,97	1,71	17,34	6,46
60	F	44,00	13,21	581,24	120	300	26,30	1,43	18,89	8,72
79	M	46,00	10,19	468,74	120	300	25,99	1,43	14,57	7,03
64	F	44,00	11,27	495,88	120	300	28,28	1,32	14,88	7,44
56	F	44,50	12,04	535,78	120	300	28,70	1,28	15,41	8,04
59	F	45,50	10,36	471,38	120	300	27,28	1,37	14,19	7,07
32	F	45,50	10,14	461,37	120	300	22,03	1,65	16,73	6,92
66	M	45,00	11,01	495,45	120	300	27,37	1,37	15,08	7,43
70	M	49,00	14,27	699,23	120	300	31,85	1,14	16,27	10,49
64	F	41,50	12,85	533,28	120	300	32,09	1,14	14,65	8,00
52	F	40,50	10,31	417,56	120	300	24,95	1,48	15,26	6,26
56	F	43,50	11,68	508,08	120	300	29,52	1,23	14,37	7,62
53	F	43,50	12,10	526,35	120	300	31,01	1,19	14,40	7,90
35	F	45,00	11,31	562,64	120	300	25,46	1,48	16,74	8,44
69	M	45,00	12,21	549,45	120	300	28,91	1,28	15,63	8,24
57	M	49,00	13,37	655,13	120	300	27,57	1,32	17,65	9,83
54	M	49,13	14,16	745,66	120	300	25,69	1,43	20,25	11,18
53	F	43,50	10,32	448,92	120	300	26,73	1,37	14,14	6,73
65	M	55,13	15,20	910,50	120	300	34,31	1,06	16,11	13,66
63	M	47,50	11,56	549,10	120	300	27,46	1,37	15,84	8,24
38	M	46,50	15,06	771,84	120	300	30,27	1,23	18,52	11,58

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
64	F	48,43	15,01	864,91	120	300	34,42	1,06	15,91	12,97
66	F	46,50	13,58	631,47	120	300	32,75	1,10	14,94	9,47
70	M	47,50	12,34	586,15	120	300	29,80	1,23	15,18	8,79
57	M	51,75	14,85	839,43	120	300	31,03	1,19	17,67	12,59
73	F	42,50	10,50	446,25	120	300	28,43	1,32	13,86	6,69
80	F	46,00	12,79	588,34	120	300	32,78	1,10	14,07	8,83
61	F	44,50	12,52	557,14	120	300	30,46	1,23	15,40	8,36
80	F	43,88	6,33	277,89	120	300	23,23	1,59	10,06	4,17
58	F	47,50	11,93	566,68	120	300	29,71	1,23	14,67	8,50
72	M	54,38	14,31	828,59	120	300	26,92	1,37	19,60	12,43
36	F	49,13	16,80	905,59	120	300	32,88	1,10	18,48	13,58
56	M	50,50	13,27	670,14	120	300	27,32	1,37	18,18	10,05
60	F	39,15	14,16	655,41	120	300	23,81	1,53	21,66	9,83
73	F	49,00	10,41	510,09	120	300	30,50	1,23	12,80	7,65
85	M	44,50	12,32	548,24	120	300	26,00	1,43	17,62	8,22
69	F	46,00	13,60	625,60	120	300	30,34	1,23	16,73	9,38
48	F	48,50	14,62	709,07	120	300	32,21	1,14	16,67	10,64
57	F	46,50	13,91	646,82	120	300	32,75	1,10	15,30	9,70
77	M	45,00	14,08	633,60	120	300	33,59	1,06	14,92	9,50
60	M	42,00	10,31	433,02	120	300	24,66	1,48	15,26	6,50
65	M	48,00	10,38	547,89	120	300	23,70	1,53	15,88	8,22
74	M	46,50	10,70	548,68	120	300	22,32	1,65	17,66	8,23
76	F	47,25	14,53	755,99	120	300	28,86	1,28	18,60	11,34
73	M	45,00	11,65	524,25	120	300	28,85	1,28	14,91	7,86
56	F	45,00	10,41	468,45	120	300	27,45	1,37	14,26	7,03
47	F	49,50	10,44	566,77	120	300	25,57	1,43	14,93	8,50
52	M	52,13	13,96	794,26	120	300	29,94	1,23	17,17	11,91
62	F	54,38	15,64	906,08	120	300	31,31	1,19	18,61	13,59
35	M	54,00	15,12	888,64	120	300	30,45	1,23	18,60	13,33
64	M	51,00	11,06	564,06	120	300	28,54	1,28	14,16	8,46
39	M	53,63	14,81	864,92	120	300	30,36	1,23	18,22	12,97
42	F	46,00	12,28	564,88	120	300	29,55	1,23	15,10	8,47
74	F	43,65	14,16	687,26	120	300	27,66	1,32	18,69	10,31
69	F	43,50	11,11	483,29	120	300	29,59	1,23	13,67	7,25
48	M	54,35	14,71	886,58	120	300	30,49	1,23	18,09	13,30
82	F	42,50	10,14	430,95	120	300	28,58	1,28	12,98	6,46
66	M	45,00	14,21	639,45	120	300	28,43	1,32	18,76	9,59
48	F	49,50	14,93	739,04	120	300	32,68	1,10	16,42	11,09
64	F	45,50	10,98	499,59	120	300	31,36	1,19	13,07	7,49
35	M	45,00	10,28	462,60	120	300	25,50	1,43	14,70	6,94
23	M	44,00	10,28	452,32	120	300	23,31	1,59	16,35	6,78
25	F	46,50	14,12	724,04	120	300	27,52	1,32	18,64	10,86
51	F	42,50	14,56	618,80	120	300	33,60	1,06	15,43	9,28
44	F	47,25	15,64	794,62	120	300	30,14	1,23	19,24	11,92
68	F	45,00	14,50	721,77	120	300	29,63	1,23	17,84	10,83
54	F	45,00	14,96	744,47	120	300	31,03	1,19	17,80	11,17
63	F	45,00	14,44	718,49	120	300	31,15	1,19	17,18	10,78
34	M	51,50	15,20	782,80	120	300	35,57	0,99	15,05	11,74
76	M	41,00	11,16	457,56	120	300	26,92	1,37	15,29	6,86
45	F	49,50	15,18	751,41	120	300	30,67	1,19	18,06	11,27
61	M	45,00	11,52	518,40	120	300	27,22	1,37	15,78	7,78

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
68	M	44,50	13,45	598,53	120	300	32,74	1,10	14,80	8,98
25	F	44,25	12,44	609,55	120	300	27,24	1,37	17,04	9,14
66	M	42,50	11,16	474,30	120	300	25,73	1,43	15,96	7,11
33	M	50,00	13,29	664,50	120	300	23,52	1,53	20,33	9,97
20	F	46,50	15,20	779,38	120	300	34,35	1,06	16,11	11,69
20	M	44,63	14,16	809,37	120	300	25,91	1,43	20,25	12,14
61	F	45,50	10,22	465,01	120	300	32,78	1,10	11,24	6,98
20	F	46,13	15,73	781,24	120	300	26,08	1,43	22,49	11,72
55	M	47,63	10,23	536,03	120	300	21,49	1,71	17,49	8,04
69	F	45,00	14,12	702,86	120	300	24,78	1,48	20,90	10,54
28	M	55,50	15,20	843,60	120	300	31,15	1,19	18,09	12,65
71	F	44,00	12,22	537,68	120	300	30,47	1,23	15,03	8,07
29	F	40,88	10,78	492,18	120	300	24,05	1,53	16,49	7,38
36	F	45,50	10,14	461,37	120	300	23,55	1,53	15,51	6,92
65	F	42,50	11,05	469,63	120	300	28,86	1,28	14,14	7,04
56	F	49,00	15,08	738,92	120	300	35,05	1,02	15,38	11,08
58	M	39,50	11,20	442,40	120	300	22,48	1,65	18,48	6,64
75	M	38,50	10,14	390,39	120	300	20,31	1,78	18,05	5,86
52	F	52,50	10,16	533,40	120	300	24,69	1,48	15,04	8,00
72	F	42,75	10,82	500,96	120	300	28,59	1,28	13,85	7,51
62	F	50,63	14,73	815,70	120	300	35,72	0,99	14,58	12,24
35	M	54,00	10,68	576,72	120	300	31,18	1,19	12,71	8,65
51	F	41,00	10,90	446,90	120	300	24,65	1,48	16,13	6,70
55	F	43,00	10,14	436,02	120	300	27,40	1,37	13,89	6,54
73	M	45,50	13,38	608,79	120	300	32,96	1,10	14,72	9,13
63	M	50,25	12,48	686,68	120	300	25,50	1,48	18,47	10,30
68	M	57,00	14,53	897,38	120	300	32,38	1,14	16,56	13,46
55	M	49,50	12,19	603,41	120	300	29,32	1,28	15,60	9,05
50	F	42,50	12,26	521,05	120	300	30,31	1,23	15,08	7,82
56	F	45,00	10,27	511,19	120	300	23,53	1,53	15,71	7,67
72	F	52,50	15,20	870,60	120	300	37,25	0,95	14,44	13,06
53	M	49,13	14,16	745,66	120	300	23,09	1,59	22,51	11,18
39	M	45,38	14,81	742,46	120	300	27,94	1,32	19,55	11,14
85	F	42,75	14,04	667,23	120	300	28,65	1,28	17,97	10,01
27	F	48,75	15,01	803,01	120	300	31,10	1,19	17,86	12,05
69	M	45,00	14,04	631,80	120	300	29,55	1,23	17,27	9,48
58	M	50,63	15,20	842,09	120	300	36,15	0,99	15,05	12,63
20	M	47,50	10,30	489,25	120	300	24,29	1,53	15,76	7,34
78	M	46,88	14,53	732,72	120	300	27,74	1,32	19,18	10,99
55	F	44,00	10,14	446,16	120	300	25,74	1,43	14,50	6,69
44	F	47,50	10,18	483,55	120	300	26,89	1,37	13,95	7,25
70	M	42,50	10,14	430,95	120	300	25,95	1,43	14,50	6,46
60	M	47,00	12,12	569,64	120	300	31,00	1,19	14,42	8,54
52	M	51,50	10,14	522,21	120	300	24,47	1,53	15,51	7,83
45	F	45,00	14,34	713,45	120	300	31,21	1,19	17,06	10,70
57	M	50,50	12,85	648,93	120	300	30,99	1,19	15,29	9,73
65	F	49,13	12,68	683,56	120	300	27,53	1,32	16,74	10,25
71	M	49,50	10,18	503,91	120	300	26,24	1,43	14,56	7,56
69	F	44,50	14,28	635,46	120	300	31,68	1,14	16,28	9,53
71	M	49,13	10,14	546,19	120	300	21,79	1,65	16,73	8,19
66	M	46,50	14,77	686,81	120	300	34,36	1,06	15,66	10,30

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
54	M	45,00	10,14	456,30	120	300	22,13	1,65	16,73	6,84
26	M	54,75	15,20	904,80	120	300	30,15	1,23	18,70	13,57
35	F	54,00	14,94	877,91	120	300	29,39	1,28	19,12	13,17
66	M	52,50	10,44	598,10	120	300	26,60	1,37	14,30	8,97
40	M	52,50	11,28	592,20	120	300	28,16	1,32	14,89	8,88
77	M	56,70	14,03	940,37	120	300	31,07	1,19	16,70	14,11
66	M	50,00	14,72	736,00	120	300	35,14	1,02	15,01	11,04
55	M	51,50	14,82	763,23	120	300	35,02	1,02	15,12	11,45
70	F	49,50	10,14	501,93	120	300	27,83	1,32	13,38	7,53
37	F	54,45	15,12	881,41	120	300	30,08	1,23	18,60	13,22
42	M	50,50	13,80	696,90	120	300	30,73	1,19	16,42	10,45
52	F	44,50	13,08	582,06	120	300	30,32	1,23	16,09	8,73
79	F	40,50	11,26	456,03	120	300	27,05	1,37	15,43	6,84
72	M	52,50	14,99	858,12	120	300	33,08	1,10	16,49	12,87
63	M	48,00	14,30	686,40	120	300	32,10	1,14	16,30	10,30
42	F	39,50	10,56	417,12	120	300	24,75	1,48	15,63	6,26
69	F	45,00	12,60	567,00	120	300	31,12	1,19	14,99	8,51
66	M	51,00	11,67	595,17	120	300	31,33	1,19	13,89	8,93
69	F	45,00	14,00	630,00	120	300	35,28	1,02	14,28	9,45
69	M	45,50	10,34	470,47	120	300	24,97	1,48	15,30	7,06
66	F	40,50	10,14	410,67	120	300	20,86	1,71	17,34	6,16
59	F	52,13	14,16	788,13	120	300	26,80	1,37	19,40	11,82
80	F	48,75	13,17	704,57	120	300	27,76	1,32	17,38	10,57
39	F	49,88	15,20	830,69	120	300	34,02	1,06	16,11	12,46
68	M	43,50	10,29	496,52	120	300	22,04	1,65	16,98	7,45
51	M	44,00	10,36	455,84	120	300	24,12	1,53	15,85	6,84
26	F	42,38	14,51	683,94	120	300	28,94	1,28	18,57	10,26
47	M	43,00	12,06	518,58	120	300	24,22	1,53	18,45	7,78
75	M	49,50	13,94	756,51	120	300	27,89	1,32	18,40	11,35
48	F	45,50	13,71	623,81	120	300	28,67	1,28	17,55	9,36
50	F	47,63	14,63	766,48	120	300	27,98	1,32	19,31	11,50
18	M	50,25	14,97	823,84	120	300	28,48	1,32	19,76	12,36
76	F	38,50	10,14	390,39	120	300	28,59	1,28	12,98	5,86
77	M	46,50	10,37	482,21	120	300	26,44	1,43	14,83	7,23
65	F	39,50	12,11	478,35	120	300	30,03	1,23	14,90	7,18
67	F	39,00	10,14	395,46	120	300	26,95	1,37	13,89	5,93
54	F	49,50	13,48	667,26	120	300	31,94	1,14	15,37	10,01
69	M	49,50	13,77	681,62	120	300	29,96	1,23	16,94	10,22
79	M	43,50	10,29	447,62	120	300	24,85	1,48	15,23	6,71
63	M	48,00	11,74	563,52	120	300	26,30	1,43	16,79	8,45
72	M	47,00	12,22	574,34	120	300	28,41	1,32	16,13	8,62
59	F	42,50	10,28	436,90	120	300	25,69	1,43	14,70	6,55
69	M	51,00	13,04	665,04	120	300	30,21	1,23	16,04	9,98
28	M	50,00	10,69	534,50	120	300	23,40	1,59	17,00	8,02
43	F	43,50	10,47	455,45	120	300	28,34	1,32	13,82	6,83
48	F	43,50	11,69	508,52	120	300	29,51	1,23	14,38	7,63
68	F	50,00	13,18	659,00	120	300	30,60	1,19	15,68	9,89
40	F	50,50	13,22	667,61	120	300	33,05	1,10	14,54	10,01
58	M	53,00	14,19	752,07	120	300	30,46	1,23	17,45	11,28
59	M	48,00	10,88	522,24	120	300	26,30	1,43	15,56	7,83
18	M	51,75	12,42	701,68	120	300	26,05	1,43	17,76	10,53

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação

Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
61	M	45,00	14,38	647,10	120	300	34,35	1,06	15,24	9,71
68	F	36,00	10,26	369,36	120	300	22,32	1,65	16,93	5,54
41	M	54,38	15,20	899,10	120	300	35,49	1,02	15,50	13,49
70	F	48,00	15,06	794,43	120	300	32,83	1,10	16,57	11,92
71	M	43,00	10,25	440,75	120	300	24,04	1,53	15,68	6,61
59	F	42,75	10,30	489,28	120	300	26,70	1,37	14,11	7,34
64	M	52,50	10,14	532,35	120	300	24,03	1,53	15,51	7,99
44	M	50,00	10,64	532,00	120	300	25,32	1,48	15,75	7,98
33	M	48,00	10,52	504,96	120	300	28,03	1,32	13,89	7,57
68	M	48,00	13,91	734,00	120	300	28,39	1,32	18,36	11,01
59	M	42,00	11,05	464,10	120	300	21,58	1,65	18,23	6,96
65	M	48,75	16,12	842,89	120	300	26,03	1,43	23,05	12,64
67	F	50,63	13,69	758,44	120	300	24,37	1,53	20,95	11,38
60	M	50,63	15,07	834,79	120	300	23,57	1,53	23,06	12,52
45	F	42,00	10,65	447,30	120	300	27,64	1,32	14,06	6,71
67	M	49,00	10,14	496,86	120	300	26,02	1,43	14,50	7,45
63	F	41,00	10,19	417,79	120	300	27,24	1,37	13,96	6,27
71	F	44,50	10,80	480,60	120	300	29,20	1,28	13,82	7,21
69	M	49,00	14,07	689,43	120	300	33,84	1,06	14,91	10,34
20	F	47,63	15,12	791,97	120	300	28,85	1,28	19,35	11,88
48	F	51,60	15,00	914,93	120	300	31,40	1,19	17,85	13,72
73	F	43,50	10,37	500,43	120	300	26,85	1,37	14,21	7,51
59	M	52,00	13,15	683,80	120	300	28,55	1,28	16,83	10,26
57	F	45,50	13,54	616,07	120	300	32,53	1,10	14,89	9,24
61	F	45,00	12,44	619,13	120	300	25,08	1,48	18,41	9,29
65	F	39,00	10,14	395,46	120	300	24,39	1,53	15,51	5,93
80	F	40,50	9,20	372,60	120	300	29,59	1,23	11,32	5,59
47	M	50,00	12,39	619,50	120	300	29,79	1,23	15,24	9,29
45	F	47,00	11,25	528,75	120	300	25,58	1,43	16,09	7,93
61	M	55,50	11,77	709,45	120	300	26,64	1,37	16,12	10,64
59	M	47,90	11,49	550,37	120	300	28,12	1,32	15,17	8,26
64	F	44,90	15,77	923,32	120	300	30,14	1,23	19,40	13,85
76	M	50,00	14,27	713,50	120	300	35,96	0,99	14,13	10,70
32	M	51,00	13,26	676,26	120	300	28,33	1,32	17,50	10,14
71	M	43,00	12,43	534,49	120	300	30,08	1,23	15,29	8,02
71	F	44,00	11,63	511,72	120	300	30,88	1,19	13,84	7,68
40	M	40,00	11,96	478,40	120	300	31,94	1,14	13,63	7,18
62	F	46,50	11,96	556,14	120	300	29,07	1,28	15,31	8,34
56	F	43,00	12,41	533,63	120	300	30,70	1,19	14,77	8,00
63	F	49,50	12,48	617,76	120	300	31,97	1,14	14,23	9,27
44	F	49,50	15,20	752,40	120	300	36,69	0,95	14,44	11,29
74	M	45,00	12,98	646,12	120	300	28,12	1,32	17,13	9,69
43	F	44,00	10,14	446,16	120	300	22,29	1,65	16,73	6,69
29	F	41,50	10,49	435,34	120	300	27,17	1,37	14,37	6,53
63	F	48,00	10,14	534,79	120	300	21,26	1,71	17,34	8,02
23	M	56,25	12,27	748,58	120	300	26,70	1,37	16,81	11,23
63	F	42,50	10,74	456,45	120	300	28,01	1,32	14,18	6,85
37	F	62,63	14,72	973,78	120	300	30,09	1,23	18,11	14,61
51	M	63,50	11,73	744,86	120	300	29,11	1,28	15,01	11,17
66	M	44,50	13,01	578,95	120	300	34,37	1,06	13,79	8,68
68	M	44,00	12,57	553,08	120	300	30,00	1,23	15,46	8,30

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
63	M	39,75	10,14	451,17	120	300	24,65	1,48	15,01	6,77
68	M	48,50	14,14	685,79	120	300	34,54	1,02	14,42	10,29
27	M	42,00	10,16	426,72	120	300	25,22	1,48	15,04	6,40
47	F	51,38	15,54	853,32	120	300	30,46	1,23	19,11	12,80
32	F	43,00	11,06	475,58	120	300	28,43	1,32	14,60	7,13
69	F	42,50	10,14	430,95	120	300	25,14	1,48	15,01	6,46
58	M	50,50	11,83	597,42	120	300	28,62	1,28	15,14	8,96
60	F	44,00	12,34	542,96	120	300	31,60	1,14	14,07	8,14
73	M	42,00	10,56	443,52	120	300	27,65	1,32	13,94	6,65
72	M	53,00	12,98	687,94	120	300	33,18	1,10	14,28	10,32
73	F	44,00	12,88	566,72	120	300	32,77	1,10	14,17	8,50
47	F	46,50	10,69	550,58	120	300	25,97	1,43	15,29	8,26
79	F	46,00	14,54	668,84	120	300	35,00	1,02	14,83	10,03
72	M	41,00	9,78	400,98	120	300	28,23	1,32	12,91	6,01
34	M	49,00	14,37	704,13	120	300	33,68	1,06	15,23	10,56
74	M	45,00	10,84	539,69	120	300	25,23	1,48	16,04	8,10
41	M	47,00	14,50	681,50	120	300	31,53	1,14	16,53	10,22
35	F	45,00	15,85	713,25	120	300	30,04	1,23	19,50	10,70
82	M	44,50	7,60	338,20	120	300	23,71	1,53	11,63	5,07
68	F	45,00	8,45	380,25	120	300	27,58	1,32	11,15	5,70
68	M	43,00	10,29	442,47	120	300	26,60	1,37	14,10	6,64
31	F	44,50	10,14	451,23	120	300	20,94	1,71	17,34	6,77
78	M	44,50	10,95	487,28	120	300	30,04	1,23	13,47	7,31
76	M	47,50	12,67	601,83	120	300	30,99	1,19	15,08	9,03
38	F	40,50	11,62	470,61	120	300	29,53	1,23	14,29	7,06
55	F	43,50	10,14	441,09	120	300	24,68	1,48	15,01	6,62
66	F	44,50	10,14	451,23	120	300	23,60	1,53	15,51	6,77
68	M	47,00	11,85	556,95	120	300	28,89	1,28	15,17	8,35
39	F	45,00	12,79	575,55	120	300	31,99	1,14	14,58	8,63
41	M	55,50	15,20	916,20	120	300	31,48	1,19	18,09	13,74
80	M	47,00	15,71	738,37	120	300	33,22	1,10	17,28	11,08
82	F	38,50	10,14	390,39	120	300	23,12	1,59	16,12	5,86
62	F	44,25	14,16	676,64	120	300	18,19	1,91	27,05	10,15
56	F	45,00	10,33	464,85	120	300	26,11	1,43	14,77	6,97
62	F	37,73	11,23	529,38	120	300	26,65	1,37	15,39	7,94
52	F	43,50	8,07	351,05	120	300	26,24	1,43	11,54	5,27
74	M	42,50	15,61	663,43	120	300	28,68	1,28	19,98	9,95
30	M	49,00	10,33	506,17	120	300	25,14	1,48	15,29	7,59
80	M	45,50	10,14	461,37	120	300	26,29	1,43	14,50	6,92
49	M	50,63	15,20	842,09	120	300	35,28	1,02	15,50	12,63
58	M	53,25	15,08	874,65	120	300	37,34	0,95	14,33	13,12
62	M	58,50	16,35	1034,27	120	300	28,27	1,32	21,58	15,51
75	M	47,50	11,25	534,38	120	300	27,28	1,37	15,41	8,02
46	F	48,00	10,67	512,16	120	300	24,69	1,48	15,79	7,68
60	F	45,00	10,14	504,38	120	300	20,95	1,71	17,34	7,57
71	F	41,50	10,14	420,81	120	300	24,90	1,48	15,01	6,31
70	M	42,50	10,96	465,80	120	300	28,19	1,32	14,47	6,99
75	M	42,50	10,14	430,95	120	300	27,33	1,37	13,89	6,46
38	M	52,88	14,98	863,45	120	300	31,77	1,14	17,08	12,95
51	F	44,50	11,83	526,44	120	300	29,23	1,28	15,14	7,90
65	M	49,50	11,20	554,40	120	300	26,83	1,37	15,34	8,32

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
62	F	41,00	10,86	445,26	120	300	25,61	1,43	15,53	6,68
62	M	44,00	15,20	668,80	120	300	39,42	0,88	13,38	10,03
43	F	48,00	12,49	599,52	120	300	32,15	1,14	14,24	8,99
71	M	51,50	12,70	654,05	120	300	29,53	1,23	15,62	9,81
57	F	50,50	10,75	542,88	120	300	30,21	1,23	13,22	8,14
54	F	47,00	12,16	571,52	120	300	29,97	1,23	14,96	8,57
47	F	47,50	15,10	717,25	120	300	38,54	0,88	13,29	10,76
25	F	46,50	14,16	708,50	120	300	21,35	1,71	24,21	10,63
63	M	47,55	10,39	602,99	120	300	24,63	1,48	15,38	9,04
27	F	40,00	10,62	424,80	120	300	28,37	1,32	14,02	6,37
81	F	42,50	10,14	430,95	120	300	24,71	1,48	15,01	6,46
69	M	48,00	10,14	486,72	120	300	24,59	1,48	15,01	7,30
40	F	45,50	10,14	461,37	120	300	25,08	1,48	15,01	6,92
69	M	47,00	11,84	556,48	120	300	30,29	1,23	14,56	8,35
31	M	46,50	10,14	471,51	120	300	21,09	1,71	17,34	7,07
56	M	54,00	14,37	775,98	120	300	30,58	1,19	17,10	11,64
54	F	45,75	14,82	748,52	120	300	31,79	1,14	16,89	11,23
72	M	44,00	10,56	464,64	120	300	27,03	1,37	14,47	6,97
71	F	41,00	10,42	427,22	120	300	30,93	1,19	12,40	6,41
77	M	46,00	13,86	637,56	120	300	33,54	1,06	14,69	9,56
73	F	41,00	10,14	415,74	120	300	24,04	1,53	15,51	6,24
70	F	43,50	14,07	612,05	120	300	33,49	1,10	15,48	9,18
58	M	47,00	10,38	487,86	120	300	27,32	1,37	14,22	7,32
72	M	45,20	13,70	846,05	120	300	27,74	1,32	18,08	12,69
88	M	50,63	10,45	578,80	120	300	26,89	1,37	14,32	8,68
23	M	58,13	16,38	1010,15	120	300	28,22	1,32	21,62	15,15
22	F	41,38	12,97	611,56	120	300	25,02	1,48	19,20	9,17
73	M	49,00	10,60	519,40	120	300	26,89	1,37	14,52	7,79
63	F	46,00	12,64	581,44	120	300	30,52	1,19	15,04	8,72
51	F	45,50	14,46	657,93	120	300	32,14	1,14	16,48	9,87
22	M	50,63	14,16	766,89	120	300	25,12	1,48	20,96	11,50
64	M	53,00	14,69	778,57	120	300	34,27	1,06	15,57	11,68
62	M	52,50	14,62	767,55	120	300	34,26	1,06	15,50	11,51
72	F	49,50	14,90	808,76	120	300	34,84	1,02	15,20	12,13
25	F	42,50	11,00	467,50	120	300	27,31	1,37	15,07	7,01
64	M	48,50	14,82	718,77	120	300	32,24	1,14	16,89	10,78
28	M	48,00	11,86	569,28	120	300	28,90	1,28	15,18	8,54
66	F	45,50	11,49	522,80	120	300	31,14	1,19	13,67	7,84
52	M	47,00	12,62	593,14	120	300	29,56	1,23	15,52	8,90
63	F	39,50	13,12	518,24	120	300	32,75	1,10	14,43	7,77
71	M	43,00	13,01	559,43	120	300	30,36	1,23	16,00	8,39
40	M	44,25	10,78	528,33	120	300	24,04	1,53	16,49	7,92
77	M	57,75	15,07	942,17	120	300	31,76	1,14	17,18	14,13
84	M	49,50	13,35	660,83	120	300	33,61	1,06	14,15	9,91
80	F	45,00	10,25	461,25	120	300	26,87	1,37	14,04	6,92
39	M	42,00	10,43	438,06	120	300	28,69	1,28	13,35	6,57
48	F	41,50	10,50	435,75	120	300	28,50	1,28	13,44	6,54
57	F	45,00	10,56	475,20	120	300	28,88	1,28	13,52	7,13
56	F	43,50	10,58	460,23	120	300	25,01	1,48	15,66	6,90
68	F	40,50	10,14	410,67	120	300	23,05	1,59	16,12	6,16
48	F	48,50	15,20	737,20	120	300	34,64	1,02	15,50	11,06

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
75	M	49,00	10,14	496,86	120	300	26,14	1,43	14,50	7,45
62	M	47,63	11,49	602,14	120	300	24,05	1,53	17,58	9,03
62	M	55,13	15,20	910,50	120	300	31,82	1,14	17,33	13,66
66	M	51,00	10,28	524,28	120	300	24,26	1,53	15,73	7,86
59	F	45,00	12,89	641,58	120	300	27,51	1,32	17,01	9,62
67	F	44,00	10,37	456,28	120	300	26,91	1,37	14,21	6,84
68	M	41,50	10,14	420,81	120	300	20,83	1,71	17,34	6,31
52	F	39,50	11,30	446,35	120	300	30,78	1,19	13,45	6,70
67	M	44,00	13,14	578,16	120	300	30,77	1,19	15,64	8,67
65	F	42,38	10,14	477,78	120	300	23,59	1,53	15,51	7,17
75	F	41,00	10,14	415,74	120	300	23,07	1,59	16,12	6,24
49	F	38,00	10,14	385,32	120	300	21,28	1,71	17,34	5,78
58	M	47,80	13,98	832,12	120	300	31,26	1,19	16,64	12,48
64	F	50,40	13,13	724,54	120	300	35,88	0,99	13,00	10,87
68	M	45,00	11,71	526,95	120	300	26,33	1,43	16,75	7,90
65	F	44,50	10,40	462,80	120	300	27,99	1,32	13,73	6,94
62	F	40,50	10,14	410,67	120	300	26,10	1,43	14,50	6,16
71	M	47,50	11,51	546,73	120	300	29,22	1,28	14,73	8,20
71	M	47,00	13,72	644,84	120	300	31,33	1,19	16,33	9,67
49	M	47,50	11,85	562,88	120	300	30,72	1,19	14,10	8,44
27	M	51,00	13,39	746,62	120	300	27,99	1,32	17,67	11,20
35	F	44,50	8,30	369,35	120	300	26,76	1,37	11,37	5,54
25	F	48,50	14,16	740,35	120	300	19,87	1,78	25,20	11,11
39	M	48,00	11,44	549,12	120	300	24,04	1,53	17,50	8,24
72	M	46,50	10,77	500,81	120	300	29,11	1,28	13,79	7,51
60	M	52,50	13,57	776,86	120	300	28,08	1,32	17,91	11,65
34	M	44,50	12,71	565,60	120	300	30,38	1,23	15,63	8,48
43	F	48,00	10,45	551,37	120	300	26,31	1,43	14,94	8,27
63	F	41,50	9,14	379,31	120	300	30,26	1,23	11,24	5,69
51	F	44,00	11,07	487,08	120	300	26,40	1,43	15,83	7,31
56	F	39,50	10,76	425,02	120	300	26,33	1,43	15,39	6,38
83	F	42,50	13,07	555,48	120	300	32,24	1,14	14,90	8,33
54	M	49,00	13,72	672,28	120	300	34,21	1,06	14,54	10,08
57	M	50,25	11,84	651,27	120	300	26,21	1,43	16,93	9,77
73	M	43,50	13,54	588,99	120	300	31,99	1,14	15,44	8,83
20	M	51,38	14,28	784,12	120	300	24,17	1,53	21,85	11,76
68	F	39,50	10,14	400,53	120	300	27,13	1,37	13,89	6,01
51	M	55,50	14,68	814,74	120	300	29,64	1,23	18,06	12,22
22	M	46,50	10,28	527,12	120	300	24,74	1,48	15,21	7,91
68	F	45,00	13,06	587,70	120	300	32,38	1,14	14,89	8,82
62	M	40,00	9,75	390,00	120	300	30,49	1,23	11,99	5,85
52	M	41,50	10,14	420,81	120	300	23,99	1,53	15,51	6,31
49	F	39,50	10,14	400,53	120	300	22,89	1,59	16,12	6,01
82	M	41,50	9,12	378,48	120	300	30,04	1,23	11,22	5,68
46	M	36,00	7,60	273,60	120	300	22,34	1,65	12,54	4,10
74	F	48,50	10,47	507,80	120	300	29,29	1,28	13,40	7,62
34	F	42,50	15,39	654,08	120	300	31,83	1,14	17,54	9,81
69	M	47,00	13,41	630,27	120	300	32,88	1,10	14,75	9,45
54	F	38,00	10,88	413,44	120	300	28,51	1,28	13,93	6,20
82	M	51,00	11,92	664,95	120	300	27,81	1,32	15,73	9,97
77	F	49,13	14,74	794,16	120	300	37,40	0,95	14,00	11,91

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação

Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
38	F	47,50	14,97	711,08	120	300	33,62	1,06	15,87	10,67
74	F	43,00	13,47	579,21	120	300	31,01	1,19	16,03	8,69
79	F	43,88	13,55	659,12	120	300	29,19	1,28	17,34	9,89
38	M	47,50	10,14	481,65	120	300	24,41	1,53	15,51	7,22
76	M	41,00	8,60	352,60	120	300	26,80	1,37	11,78	5,29
38	F	39,00	10,15	444,24	120	300	23,41	1,59	16,14	6,66
50	M	53,00	14,15	749,95	120	300	32,10	1,14	16,13	11,25
51	M	52,88	15,06	867,83	120	300	31,70	1,14	17,17	13,02
62	M	43,00	12,91	555,13	120	300	31,71	1,14	14,72	8,33
64	F	45,00	13,09	589,05	120	300	34,05	1,06	13,88	8,84
62	F	44,00	11,07	487,08	120	300	26,66	1,37	15,17	7,31
69	F	43,50	12,11	526,79	120	300	31,51	1,14	13,81	7,90
76	M	37,00	10,14	375,18	120	300	24,76	1,48	15,01	5,63
53	M	40,50	10,14	410,67	120	300	22,40	1,65	16,73	6,16
70	M	38,00	10,20	387,60	120	300	25,80	1,43	14,59	5,81
63	F	38,50	10,14	390,39	120	300	23,17	1,59	16,12	5,86
52	F	47,75	14,90	808,76	120	300	30,85	1,19	17,73	12,13
39	F	52,00	14,14	735,28	120	300	30,05	1,23	17,39	11,03
65	M	49,50	14,20	702,90	120	300	29,38	1,28	18,18	10,54
47	F	45,00	13,12	590,40	120	300	34,09	1,06	13,91	8,86
61	M	41,00	10,14	415,74	120	300	21,63	1,65	16,73	6,24
67	M	44,50	13,40	596,30	120	300	25,03	1,48	19,83	8,94
65	F	43,00	14,86	638,98	120	300	28,73	1,28	19,02	9,58
35	F	52,50	13,77	788,76	120	300	28,06	1,32	18,18	11,83
66	M	41,50	10,14	420,81	120	300	24,73	1,48	15,01	6,31
67	M	41,50	16,25	674,38	120	300	35,23	1,02	16,58	10,12
83	F	41,00	10,14	415,74	120	300	27,29	1,37	13,89	6,24
59	F	40,00	10,31	412,40	120	300	29,66	1,23	12,68	6,19
66	M	44,00	10,16	447,04	120	300	27,06	1,37	13,92	6,71
54	F	43,00	13,21	568,03	120	300	31,26	1,19	15,72	8,52
21	M	54,00	12,87	694,98	120	300	30,29	1,23	15,83	10,42
68	M	47,00	10,27	482,69	120	300	26,79	1,37	14,07	7,24
85	F	49,13	13,18	670,52	120	300	28,30	1,32	17,40	10,06
66	F	40,50	10,14	410,67	120	300	26,45	1,43	14,50	6,16
60	F	39,00	10,14	395,46	120	300	24,92	1,48	15,01	5,93
56	F	40,00	10,14	405,60	120	300	25,45	1,48	15,01	6,08
72	M	44,50	11,93	530,89	120	300	29,65	1,23	14,67	7,96
53	M	45,00	10,14	456,30	120	300	21,29	1,71	17,34	6,84
64	F	44,00	11,76	517,44	120	300	30,97	1,19	13,99	7,76
70	M	46,50	10,90	558,81	120	300	25,65	1,43	15,59	8,38
36	M	49,13	13,60	732,99	120	300	30,14	1,23	16,73	10,99
47	M	46,50	10,52	489,18	120	300	26,43	1,43	15,04	7,34
51	M	55,13	14,82	887,44	120	300	29,39	1,28	18,97	13,31
50	M	50,00	10,18	509,00	120	300	23,46	1,59	16,19	7,64
69	F	47,63	10,44	546,92	120	300	25,89	1,43	14,93	8,20
76	M	45,75	10,14	511,98	120	300	24,06	1,53	15,51	7,68
43	M	49,50	10,56	522,72	120	300	26,57	1,37	14,47	7,84
76	M	49,00	15,51	759,99	120	300	33,18	1,10	17,06	11,40
76	F	40,00	11,46	458,40	120	300	30,61	1,19	13,64	6,88
82	F	46,88	14,16	713,80	120	300	25,58	1,43	20,25	10,71
40	F	57,00	14,46	893,00	120	300	28,95	1,28	18,51	13,40

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação

Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
29	M	50,63	11,36	629,36	120	300	27,43	1,37	15,56	9,44
38	F	49,00	14,61	715,89	120	300	29,38	1,28	18,70	10,74
82	M	47,00	10,19	478,93	120	300	25,06	1,48	15,08	7,18
52	F	42,50	13,71	582,68	120	300	31,99	1,14	15,63	8,74
64	M	44,50	12,38	550,91	120	300	29,58	1,23	15,23	8,26
67	M	53,63	14,16	809,37	120	300	23,91	1,53	21,66	12,14
68	M	45,50	10,31	469,11	120	300	27,21	1,37	14,12	7,04
68	F	39,00	10,14	395,46	120	300	24,17	1,53	15,51	5,93
51	M	50,50	12,54	633,27	120	300	31,45	1,19	14,92	9,50
65	F	43,00	10,44	448,92	120	300	30,54	1,19	12,42	6,73
73	M	42,50	10,14	430,95	120	300	25,07	1,48	15,01	6,46
69	F	43,00	10,83	465,69	120	300	30,43	1,23	13,32	6,99
48	F	44,00	10,14	446,16	120	300	23,41	1,59	16,12	6,69
56	M	49,88	14,16	756,28	120	300	22,43	1,65	23,36	11,34
61	M	45,00	10,75	535,15	120	300	23,91	1,53	16,45	8,03
53	F	40,00	10,79	431,60	120	300	27,69	1,32	14,24	6,47
60	F	48,38	14,49	769,91	120	300	32,30	1,14	16,52	11,55
40	F	41,50	10,14	420,81	120	300	25,87	1,43	14,50	6,31
53	M	52,50	15,15	795,38	120	300	36,75	0,95	14,39	11,93
55	F	45,50	10,91	496,41	120	300	29,14	1,28	13,96	7,45
77	M	46,00	14,29	657,34	120	300	34,55	1,02	14,58	9,86
46	F	49,00	14,78	724,22	120	300	34,24	1,06	15,67	10,86
51	M	54,00	14,85	801,90	120	300	34,48	1,06	15,74	12,03
54	M	42,00	10,14	425,88	120	300	20,28	1,78	18,05	6,39
68	M	45,00	10,14	456,30	120	300	24,18	1,53	15,51	6,84
57	M	43,50	13,63	592,91	120	300	31,21	1,19	16,22	8,89
73	F	52,00	10,35	538,20	120	300	28,08	1,32	13,66	8,07
24	M	53,25	14,54	843,48	120	300	27,03	1,37	19,92	12,65
40	M	51,00	10,50	535,50	120	300	25,91	1,43	15,02	8,03
44	F	44,00	10,15	446,60	120	300	23,44	1,59	16,14	6,70
62	M	52,50	14,35	821,84	120	300	30,01	1,23	17,65	12,33
68	M	41,00	10,62	435,42	120	300	33,62	1,06	11,26	6,53
29	M	46,13	11,40	580,36	120	300	28,94	1,28	14,59	8,71
77	F	40,50	11,70	473,85	120	300	32,03	1,14	13,34	7,11
77	M	46,13	14,31	728,29	120	300	29,10	1,28	18,32	10,92
55	F	46,50	14,12	656,58	120	300	31,64	1,14	16,10	9,85
53	M	45,50	10,20	464,10	120	300	22,82	1,59	16,22	6,96
27	F	47,63	10,14	530,99	120	300	20,72	1,71	17,34	7,96
50	F	42,50	13,66	580,55	120	300	29,99	1,23	16,80	8,71
51	M	52,00	12,82	666,64	120	300	31,09	1,19	15,26	10,00
61	F	41,50	12,20	506,30	120	300	28,93	1,28	15,62	7,59
43	F	44,50	12,35	549,58	120	300	29,42	1,28	15,81	8,24
63	F	36,75	10,14	420,77	120	300	20,33	1,78	18,05	6,31
46	M	49,88	15,76	842,11	120	300	29,99	1,23	19,38	12,63
80	M	43,00	11,27	484,61	120	300	28,37	1,32	14,88	7,27
50	F	40,50	12,72	515,16	120	300	29,52	1,23	15,65	7,73
62	M	54,50	9,33	508,49	120	300	25,23	1,48	13,81	7,63
82	M	43,50	7,43	358,57	120	300	23,27	1,59	11,81	5,38
70	F	43,50	10,14	441,09	120	300	25,46	1,48	15,01	6,62
71	M	44,50	11,70	520,65	120	300	28,48	1,32	15,44	7,81
73	M	45,50	10,33	470,02	120	300	26,08	1,43	14,77	7,05

APÊNDICE B - DADOS COLETADOS (Pitch 1,38; Rotação 0,8) Continuação										
Idade	Sexo	Comprimento Scan (cm)	CTDIvol (mGy)	DLP	kVp	mA	Diâmetro Efetivo (cm)	f	SSDE (mGy)	E (mSv)
38	F	48,38	14,34	761,84	120	300	30,23	1,23	17,64	11,43
72	M	47,00	11,55	542,85	120	300	28,95	1,28	14,78	8,14
82	M	47,00	12,14	570,58	120	300	30,00	1,23	14,93	8,56
50	F	45,50	12,99	591,05	120	300	31,20	1,19	15,46	8,87
40	M	46,13	11,72	596,25	120	300	24,40	1,53	17,93	8,94
78	M	42,00	10,14	425,88	120	300	23,60	1,53	15,51	6,39
52	F	45,50	11,16	507,78	120	300	28,28	1,32	14,73	7,62
33	M	47,63	11,34	594,08	120	300	27,17	1,37	15,54	8,91
70	M	51,30	11,03	565,84	120	300	29,47	1,28	14,12	8,49
42	M	46,00	10,68	491,28	120	300	23,93	1,53	16,34	7,37
66	F	45,00	13,08	588,60	120	300	31,30	1,19	15,57	8,83
53	M	46,50	13,97	649,61	120	300	29,33	1,28	17,88	9,74
57	M	50,50	15,20	767,60	120	300	36,03	0,99	15,05	11,51
60	M	51,50	11,87	611,31	120	300	28,23	1,32	15,67	9,17
70	F	44,00	14,38	632,72	120	300	33,71	1,06	15,24	9,49
51	F	46,00	11,50	529,00	120	300	26,68	1,37	15,76	7,94
44	M	55,13	15,19	909,59	120	300	32,16	1,14	17,32	13,64
76	F	42,00	10,14	425,88	120	300	25,01	1,48	15,01	6,39
82	M	36,00	10,33	371,88	120	300	23,31	1,59	16,42	5,58
53	F	46,50	11,67	542,66	120	300	26,82	1,37	15,99	8,14
36	F	42,38	10,58	498,56	120	300	21,85	1,65	17,46	7,48
41	F	42,00	10,95	459,90	120	300	28,83	1,28	14,02	6,90
71	M	44,50	8,78	390,71	120	300	29,18	1,28	11,24	5,86
66	F	39,00	10,14	395,46	120	300	24,87	1,48	15,01	5,93
74	F	48,38	10,14	538,59	120	300	19,44	1,84	18,66	8,08
35	F	51,75	14,52	820,82	120	300	32,94	1,10	15,97	12,31
58	F	53,63	15,13	883,56	120	300	33,96	1,06	16,04	13,25
33	M	47,50	13,82	656,45	120	300	29,74	1,23	17,00	9,85
79	M	52,88	15,09	869,87	120	300	32,41	1,14	17,20	13,05
75	M	43,00	10,48	450,64	120	300	27,74	1,32	13,83	6,76
75	M	47,00	11,70	549,90	120	300	26,87	1,37	16,03	8,25
76	M	47,50	11,46	544,35	120	300	28,13	1,32	15,13	8,17
45	F	47,00	10,14	476,58	120	300	21,63	1,65	16,73	7,15
64	M	48,38	11,93	634,10	120	300	29,44	1,28	15,27	9,51
53	M	41,00	7,60	311,60	120	300	22,19	1,65	12,54	4,67
66	F	44,50	13,32	592,74	120	300	33,54	1,06	14,12	8,89
79	F	50,00	12,68	634,00	120	300	32,54	1,10	13,95	9,51
81	M	47,00	13,98	657,06	120	300	32,11	1,14	15,94	9,86
71	M	50,00	16,86	843,00	120	300	34,62	1,02	17,20	12,65
52	M	52,00	14,25	741,00	120	300	34,58	1,02	14,54	11,12
28	M	49,00	14,05	688,45	120	300	30,10	1,23	17,28	10,33
74	F	39,00	10,14	395,46	120	300	22,00	1,65	16,73	5,93