

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
INSTITUTO DE FÍSICA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA

ANA PAULA MARQUES DA SILVA

**REVISÃO DA LITERATURA SOBRE SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS  
VIRTUAIS UTILIZADOS EM DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**

UBERLÂNDIA

2024

ANA PAULA MARQUES DA SILVA

**REVISÃO DA LITERATURA SOBRE SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS  
VIRTUAIS UTILIZADOS EM DOSIMETRIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES**

Trabalho de conclusão do curso de  
graduação em Física Médica apresentado  
ao Instituto de Física da Universidade  
Federal de Uberlândia-MG.

Orientador: Dr. José Roberto Tozoni

UBERLÂNDIA

2024

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por ter me dado forças ao longo de todo esse tempo neste curso, aos meus familiares que sempre me apoiaram e ao meu esposo que me ajudava a estudar e que me falava palavras de ânimo em momentos aflitos. A todos os colegas que estenderam as mãos quando eu precisei e aos professores que me ensinaram e tiveram paciência e zelo em muitos momentos. E aos meus amigos que me incentivaram em vários momentos. Agradeço ao Professor Roberto Tozoni que aceitou me orientar nesse trabalho, a Professora Mariana Odashima e a Professora Cássia Barros que aceitaram o convite para serem da banca de defesa. Muito obrigada a todos.

## RESUMO

Neste trabalho é apresentado uma revisão da criação dos simuladores antropomórficos virtuais desde ao primeiro modelo que ficou conhecido como simulador matemático ou estilizado, simulador voxel baseado em imagens tomográficas e o simulador MESH baseado em superfícies NURBS. Para a execução desses simuladores antropomórficos virtuais uma ferramenta computacional que antes fora desenvolvida para pesquisa de armas nucleares, passou a ser usada no cálculo de doses através dos simuladores virtuais. Esse método ficou conhecido como código de Monte Carlo. O método de Monte Carlo, fundamentadas em simulações estatísticas, possuem uma trajetória extensa, mas a implementação prática para simulações de carregamento de radiação e a criação de software correspondente teve o seu surgimento por meio de pesquisas de armas nucleares no Laboratório Nacional de Los Alamos no período da Segunda Guerra Mundial. Esses simuladores antropomórficos tiveram e têm várias utilidades na Física aplicada a Medicina. E por meio deles é possível determinar dose de radiação absorvida nos órgãos e tecidos e aplicar padrões de proteção radiológica com o intuito de limitar os danos possíveis causados pela radiação ionizante nos indivíduos ocupacionalmente expostos.

Palavras-chaves: Dosimetria, software computacional, simuladores antropomórficos, radiação ionizante.

## ABSTRACT

This paper presents a review of the creation of virtual anthropomorphic simulators, from the first model that became known as the mathematical or stylized simulator, the voxel simulator based on tomographic images, and the MESH simulator based on NURBS surfaces. To execute these virtual anthropomorphic simulators, a computational tool that had previously been developed for nuclear weapons research began to be used to calculate doses through virtual simulators. This method became known as the Monte Carlo code. The Monte Carlo method, based on statistical simulations, has a long history, but its practical implementation for radiation loading simulations and the creation of corresponding software emerged through nuclear weapons research at the Los Alamos National Laboratory during World War II. These anthropomorphic simulators have had and continue to have several uses in Physics applied to medicine. They can be used to determine the dose of radiation absorbed by organs and tissues and to apply radiological protection standards in order to limit the possible damage caused by ionizing radiation in occupationally exposed individuals.

Keywords: Dosimetry, computer software, anthropomorphic simulators, ionizing radiation.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-60 (1990) e pela ICRP-103 (2007) .....	15
Tabela 2: Fatores de ponderação de tecidos recomendados pela ICRP-26 (1977), ICRP-60 (1990) e pela ICRP-103 (2007) .....	16
Tabela 3: Códigos de Monte Carlo com o ano de criação e a instituição de pesquisa.....	24
Tabela 4: Dimensões dos simuladores antropomórficos e regiões de dose.....	35

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Correlação entre grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais.....	20
Figura 2: Geração dos modelos antropomórficos.....	30
Figura 3: Modelo humano hermafrodita adulto MIRD-5 construído e visualizado usando Geant4.....	32
Figura 4: Modelo Crist4-Eckerman representando específico de idade.....	34
Figura 5: Fantasma Humano Adulto.....	34
Figura 6: Esquema da região interna no modelo de gravidez de 09 meses da coleção de simuladores de mulheres grávidas.....	35
Figura 7: ADAM e EVA.....	36
Figura 8: Simuladores Anatomical Man (CAM).....	38
Figura 9: Etapas para criar um fantasma voxel usando o conjunto de imagem de cadáveres humanos.....	46
Figura 10: Modelos de homem e mulher referência adulto, REX e REGINA.....	47
Figura 11: Modelos FAX, MAX, FAX06 e MAX06.....	48
Figura 12: Modelo VCH dos órgãos internos, esqueleto de corpo inteiro e sistema vascular.....	52
Figura 13: O modelo MIRD e os objetos simuladores MCAT, NCAT, XCAT, MOBY e ROBY.....	70
Figura 14: Família do modelo XCAT mostrando idades entre recém-nascidos a crianças de 12 anos e indivíduos adultos.....	71
Figura 15: Modelo RPI-P para gestantes.....	72
Figura 16: Modelo RPI do Homem adulto e Mulher adulta.....	73
Figura 17: Modelos da família UF criados a partir de técnicas BREP.....	75
Figura 18: Modelos MASH e FASH.....	77
Figura 19: Modelos masculinos de diversos tipos de corpos com base no banco de dados CAESAR.....	79

Figura 20: Acoplamento de modelo masculino adulto do RPI com um modelo detalhado do Vanian Clinac 2100c no Código Monte Carlo MCNPX para o cálculo de dose fora do volume de tratamento.....	93
Figura 21: Configuração de paciente criada usando um modelo de simulação Monte Carlo com o objeto da série RPI-P para estimar a dose fetal em gestantes que não receberam proteção durante a exposição à radiação.....	94
Figura 22: Captura de tela do software VirtualDose™ para estimar a dose absorvida em exames de TC.....	97
Figura 23: Simulação de paciente em posição horizontal com médico posicionado em pé, com o uso de dois simuladores antropomórficos.....	102
Figura 24: Fator de conversão utilizado como uma função de energia.....	106
Figura 25: Situações de exposição que foram utilizados para gerar os dados apresentados na figura 24.....	107

# SUMÁRIO

Lista de Tabelas.....	VI
Lista de Figuras.....	VII
CAPÍTULO 1.....	11
INTRODUÇÃO.....	11
CAPÍTULO 2.....	13
FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	13
2.1 Grandezas Dosimetricas.....	13
2.1.1 Grandezas de proteção.....	14
2.1.2 Grandezas operacionais.....	16
2.1.3 Grandezas físicas.....	17
2.2 Método de Monte Carlo.....	20
2.2.1 Monte Carlo e os códigos de transporte de radiação.....	23
2.3 Simuladores Antropomórficos Virtuais.....	27
2.3.1 Simulador Matemático.....	30
2.3.1.1 Objetos Simuladores.....	40
2.3.2 Simulador Tomográfico.....	44
2.3.2.2 Objetos Simuladores.....	55
2.3.3 Simulador MESH.....	70
2.3.3.3 Objetos Simuladores.....	81
2.4 Aplicações dos Simuladores Antropomórficos Virtuais.....	89
2.4.1 Aplicação na Radioterapia.....	90
2.4.2 Aplicação em Imagens Tomográficas.....	95
2.4.3 Aplicação na Medicina Nuclear.....	97
2.4.3.1 Doses recebidas pelos órgãos em exames de imagem cerebral por SPECT e PET.....	99
2.4.4 Aplicação em Radiologia Intervencionista.....	99

2.5 Simuladores Antropomórficos na Física da Saúde.....	105
2.5.1 Dosimetria de Fótons Externos.....	109
2.5.2 Dosimetria Externa de Nêutrons.....	109
2.5.3 Dosimetria Interna.....	110
2.5.4 Dosimetria de Fótons Internos.....	110
CAPÍTULO 3: METODOLOGIA.....	111
CAPÍTULO 4: RESULTADO E DISCUSSÕES.....	112
CONCLUSÃO.....	116
REFERÊNCIAS.....	117

## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

Wilhelm Röntgen, em 1895, fez a descoberta dos raios X e, em 1896, Henri Becquerel descobriu a radioatividade. Desde então caminhos foram abertos para o entendimento da utilização, estudo e manipulação das radiações ionizantes em diversas áreas, principalmente aquelas aplicadas à medicina [1]. Surge, a partir daí, a dosimetria das radiações ionizantes que tem por intuito determinar a quantidade de energia que é depositada em um corpo, tecido ou órgãos, através de fontes de radiações internas ou externas onde utiliza-se também de dispositivos detectores de radiação como dosímetros, assim como da utilização de grandezas dosimétricas que possibilitam o cálculo de dose depositada em um corpo ou em algum local. Tal abordagem importante para a proteção radiológica, pois ajuda na diminuição dos riscos associados ao uso das radiações ionizantes [1].

Na proteção contra os riscos de exposições ocupacionais, a limitação de dose nos órgãos e tecidos são determinados por comissões internacionais [2]. Essas normas devem ser seguidas como regulamentações [2]. A ICRP (International Commission on Radiological Protection) e a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) trabalham em conjunto. A primeira define as normas de radioproteção e a segunda recomenda quantidades e determina unidades usadas na radioproteção [2].

A estimação de doses em órgãos se tornou possível através de simuladores antropomórficos virtuais que possuem formatos anatômicos parecidos com o corpo humano [3]. Isso é um avanço pois permitem testes com radiações ionizantes, uma vez que não trazem danos aos seres humanos [3].

Além disso permitem estudar as interações das partículas com os tecidos, possibilita a determinação das doses absorvidas e, ajuda na avaliação de doses depositadas nos órgãos, e em questão de custo é uma vantagem pois, simuladores físicos são mais caros porque necessitam de materiais sólidos que sejam equivalentes aos ossos e tecidos humanos tendo em vista que precisam ser maleáveis para se obter formatos semelhantes ao corpo humano [3]. Além da utilização de dosímetros, necessita de um cuidado excessivo devido a exposição à radiação [3].

Para a execução desses simuladores antropomórficos virtuais uma ferramenta computacional que antes fora desenvolvida para pesquisa de armas nucleares, passou a ser usada no cálculo de doses através dos simuladores virtuais. Esse método ficou conhecido como código de Monte Carlo [3]. Neste trabalho, será abordado as três gerações de simuladores antropomórficos e a sua utilização na dosimetria das radiações ionizantes para determinação de dose em órgãos ou tecidos com o intuito de aplicar medidas de proteção radiológica.

## CAPÍTULO 2

### FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 2.1 Grandezas Dosimétricas

Como foi descrito anteriormente, a dosimetria das radiações ionizantes determina a quantidade de energia que é depositada em um corpo, tecido ou órgãos através de fontes de radiações internas ou externas. Utilizam-se também de dispositivos detectores de radiação como dosímetros, além da utilização de grandezas dosimétricas que possibilitam o cálculo de dose depositada em um corpo, ou em um local. Estes dispositivos são importantes para a proteção radiológica, pois ajuda na diminuição dos riscos associados ao uso das radiações ionizantes [1].

Fontes de radiações externas são descritas por grandezas físicas enquanto as fontes internas são mais complexas de serem descritas por dependerem de processos biológicos, fisiológicos e anatômicos do corpo humano [1]. A física das radiações dividiu elas em três grupos, grandezas físicas, grandezas de proteção e as grandezas operacionais [1]. Em 1985 a ICRP (International Commission on Radiological Protection) e a ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) apresentaram com mais detalhes, para o uso em proteção radiológica, as grandezas operacionais e as grandezas de proteção [1].

Uma das grandezas dosimétricas usadas para limitar a exposição à radiação de um indivíduo, mas que não podem ser medidas por equipamentos, são as grandezas de proteção que são descritas no corpo humano [1]. E para saber se o limite de exposição daquele indivíduo não excedeu os padrões determinados, utilizam-se das grandezas operacionais que fazem monitoramento individual e de área e são utilizadas para medidas de exposição a fontes de radiações externas. As respostas são relacionadas com dados entregues por dosímetros ou por outro instrumento de monitoramento [1]. A Exposição, dose absorvida e Kerma são grandezas físicas que podem ser descritas por meio de medidas [1]. Para associar as três grandezas foram feitos cálculos com coeficientes de conversão por meio de códigos que transportam radiação e de padrões matemáticos que são dispostos em uma tabela desenvolvida pela ICRU-57 no ano de 1997, os cálculos foram feitos em cima de simuladores antropomórficos [1]. Abaixo é apresentado um resumo sobre as três grandezas dosimétricas.

### 2.1.1 Grandezas de proteção

Os limites de dose de radiação são estabelecidos por comissões internacionais e nacionais, e o indivíduo ocupacionalmente exposto deve seguir as recomendações para se manter seguro dos efeitos nocivos que a radiação ionizante pode causar, caso não seja usada de forma adequada [1]. A dose equivalente e a dose efetiva são grandezas de proteção que foram padronizadas pela ICRP [1].

A dose equivalente  $H_T$  é utilizada para limitação de dose no tecido ou órgão, enquanto a dose efetiva  $E$  é usada para limitar doses no corpo todo [1]. O  $w_R$  e o  $w_T$  são os fatores de ponderação, e o Sievert é a unidade de medida [1]. A dose equivalente  $H_T$  é determinada para diferentes tipos de radiação, sendo que o ambiente é o tecido ou o órgão [1]. Ela é mensurada por meio da dose absorvida média  $D_{T,R}$  no tecido ou órgão  $T$ , que tiveram contato com a radiação de natureza  $R$  [1]. A dose equivalente  $H_T$  pode ser calculada através do produto da dose média absorvida  $D_{T,R}$  e pelo fator de ponderação  $w_R$  para a radiação  $R$  [1]. Através da fórmula abaixo é feito o cálculo para dose equivalente, e a tabela mostra os valores das ponderações recomendados pela ICRP.

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (1)$$

**Tabela 1** – Fatores de ponderação da radiação recomendados pela ICRP-60 (1990) e pela ICRP-103 (2007) [1]

<b>Tipo da radiação e intervalos de energia</b>	WR (1990)	WR (2007)
fótons de todas as energias	1	1
elétrons e múons de todas as energias	1	1
<b>Nêutrons com energia</b>		
< 10 Kev	5	uma função
10-100 KeV	10	contínua da energia
>100 KeV a 2 MeV	20	do nêutron
> 2 Mev a 20 MeV	10	
> 20 Mev	5	
Prótons	5	2 (prótons e píons)
partículas alfas, elementos de fissão, núcleos pesados	20	20

A dose efetiva  $E$ , é usada para limitação da exposição à radiação do corpo como um todo, com o objetivo de diminuir casos de câncer, ou algum outro problema de fator genético [1]. Ela é expressa pela multiplicação da dose equivalente  $Ht$  pelo  $w_T$  que é o fator de ponderação do tecido ou órgão [1]. A tabela abaixo mostra os valores das ponderações  $w_T$  e o somatório relativo a cada órgão e tecidos.

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2)$$

**Tabela 2** – Fatores de ponderação de tecidos (ICRP-26 de 1977, ICRP-60 de 1990 e ICRP-103 de 2007) [1]

<b>Tecido ou órgão</b>	<b>WT (1997)</b>	<b>WT (1990)</b>	<b>WT (2007)</b>
gônadas	0,25	0,20	0,08
Medula óssea	0,12	0,12	0,12
cólon	-	0,12	0,12
pulmão	0,12	0,12	0,12
estômago	-	0,12	0,12
mama	0,15	0,05	0,12
bexiga	-	0,05	0,04
esôfago	-	0,05	0,04
fígado	-	0,05	0,04
tireoide	0,03	0,05	0,04
Superfície do osso	0,03	0,01	0,01
cérebro	-	-	0,01
Glândulas sudoríparas	-	-	0,01
pele	-	0,01	0,01
restante	0,30*	0,05**	0,12***
<b>Soma Total</b>	<b>1,00</b>	<b>1,00</b>	<b>1,00</b>

\*Cinco órgãos ou tecidos altamente irradiados, cada um com peso de 0,06.

\*\*Inclui glândula suprarenal, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, músculo, pâncreas, baço, timo e útero.

\*\*\*Inclui glândula suprarenal, tecido extratorácico, vesícula biliar, paredes do coração, rins, linfonodos, músculo, mucosa oral, pâncreas, próstata(homens), intestino delgado, baço, timo, útero ou colo do útero(mulheres).

### 2.1.2 Grandezas operacionais

Para saber se o limite de exposição do indivíduo não excedeu os padrões determinados pelas comissões, utilizam-se das grandezas operacionais que fazem monitoramento individual e de área e são utilizadas para medidas de exposição a fontes de radiações externas [1]. As respostas são relacionadas com dados entregues por dosímetros ou por outro instrumento de monitoramento [1].

As grandezas operacionais são, o equivalente de dose pessoal  $H_p(d)$ , e o equivalente de dose ambiente  $H^*(d)$ , o  $d$  está relacionado com a profundidade, e a

unidade de medidas delas é o Sievert [1]. A grandeza utilizada para o monitoramento individual externo é a equivalente de dose pessoal, ela é obtida pela multiplicação da dose absorvida em um dado ponto a uma determinada profundidade  $d$  no corpo, pelo fator de qualidade  $Q$  da radiação no ponto referido [1]. O fator de qualidade de radiação  $Q$  funciona como fatores de peso, e é dado em relação a transferência linear de energia, o LET (energia deixada no tecido ao longo de uma trajetória) [1]. O  $H_p(d)$  é mensurado por meio de monitor individual que o indivíduo exposto utiliza em um determinado local do corpo que é exposto a radiação [1].

$$H_p(d) = Q \cdot D \quad (3)$$

O equivalente de dose ambiente é usado para monitorar áreas em locais de trabalho, o  $H^*(d)$  é obtido pela multiplicação da dose absorvida em um local pelo fator de qualidade  $Q$  da radiação, e condiz com que seria realizado em uma esfera de tecido proporcional a 30 cm de diâmetro, a uma profundidade  $d$  [1].

$$H^*(d) = Q \cdot D \quad (4)$$

### 2.1.3 Grandezas físicas

As grandezas físicas que serão abordadas são, exposição, dose absorvida e Kerma [1]. Em 1928 no Congresso Internacional de Radiologia, a exposição, representada pela letra  $X$ , foi definida para fótons de raios  $x$  e gama que sofressem interação no ar [1]. A grandeza exposição mede a habilidade dos fótons de ionizarem no ar, ela identifica um feixe de raios  $x$  ou gama e determina a quantia de carga elétrica de sinal igual formada no ar, por unidade de massa do ar [1]. A carga elétrica é produto das ionizações realizadas por partículas carregadas, por exemplo, o elétron que é emitido nos efeitos fotoelétrico e Compton [1]. A exposição  $X$  é igual ao valor absoluto da carga total de íons de mesmo sinal de que foram produzidos no ar, quando os elétrons foram liberados pelos fótons em

um volume de ar de massa  $dm$ , e que foram totalmente parados no ar, e a unidade de exposição é o röntgen [1].

$$X = \frac{dQ}{dM} \quad (5)$$

Outra grandeza física importante é a dose absorvida  $D$ , usada na proteção radiológica, radiologia e na Radiobiologia [1]. Ela se associa com a energia da radiação absorvida, estritamente conectada a danos biológicos [1]. A dose absorvida é determinada como sendo:

$$D = \frac{dE}{dM} \quad (6)$$

O  $dE$  é a energia média aplicada pela radiação em um espaço de tamanho  $dM$  [1]. E em 1950 essa grandeza foi inserida na radioterapia afim de saber o quanto de energia era necessário depositar no tumor para acabar com as células cancerígenas [1].

Inicialmente a unidade de medida era o *rad* (radiation absorbed dose), essa unidade levava em consideração que a exposição à radiação  $X$  de  $1R$  com energia na faixa dos raios  $X$  comum em diagnóstico originasse em uma dose absorvida de  $1\ rad$  no tecido mole, no osso teria uma dose absorvida de  $6\ rad$ , daí veio a necessidade do contraste entre músculo e osso nos exames de imagem [1]. Só em 1975 que *rad* foi substituído pela unidade *Gray* ( $Gy$ ) [1].

A grandeza física cuja unidade também é em *gray* é o Kerma (Kinetic Energy Released per unit of Mass), que é o resultado da energia transferida ao meio, que corresponde a soma das energias cinéticas iniciais das partículas carregadas concedidas por partículas que não possuem cargas (fótons ou nêutrons), a um componente de volume de massa  $dm$ . O Kerma diz respeito a energia transmitida que na maioria das vezes é utilizada como dose absorvida, é proporcionalmente igual, especialmente em energia de fótons abaixo de  $1\ MeV$  [1]. Ele acontece na região de interação do fóton, e a dose absorvida, no caminho feito pelo elétron [1].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (7)$$

As magnitudes escalares fluência e fluência de energia são essenciais para determinar a grandeza Kerma e por esse motivo ela está dentro das grandezas radiométricas [4].

A fluência de energia  $\psi$  descreve um certo campo de radiação, sendo ela a energia carregada por um feixe por unidade de área [1]. Para um feixe de fóton monoenergético ela pode ser descrita por:

$$\psi = \frac{N}{S} h\nu \quad (8)$$

O  $N$  é a quantidade de fótons que passam pela área  $S$ ,  $h\nu$  é a energia dos fótons no feixe [1]. Quando o feixe não for monoenergético, tem que se levado em conta o espectro de energia [1].

A fluência de energia pode ser expressa em função de  $dR$  que representa a energia radiante que incide em uma esfera muito pequena com uma seção reta  $da$  [4].

$$\psi = \frac{dR}{da} \quad (9)$$

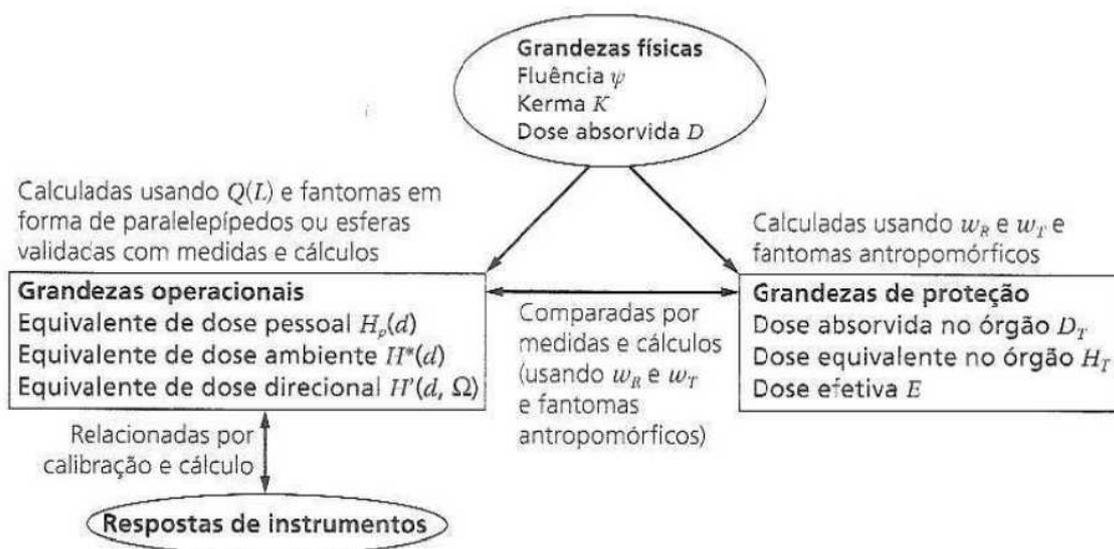
E o fluxo de partículas é a divisão de  $dN$  por  $da$ , o  $dN$  é a quantidade de partículas ou fótons que cruzam uma esfera muito pequena com área de seção transversal que é perpendicular ao feixe  $da$ , a unidade de medida é  $m^{-2}$  [4].

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (10)$$

E em um campo monoenergético com energia  $E$ , a fluência que apresenta o trânsito de energia por segmento de área é descrito por [4]:

$$\psi = E \cdot \phi \quad (11)$$

A figura apresentada abaixo ilustra a relação entre as grandezas físicas, de proteção e operacionais segundo a ICRU de 1997 [1].



**Figura 1:** Correlação entre grandezas físicas, grandezas de proteção e grandezas operacionais [1].

## 2.2 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo, fundamentadas em simulações estatísticas, possuem uma trajetória extensa, mas a implementação prática para simulações de carregamento de radiação e a criação de software correspondente teve o seu surgimento por meio de pesquisas de armas nucleares no Laboratório Nacional de Los Alamos no período da Segunda Guerra Mundial [3].

Esse método foi criado por, Enrico Fermi, John von Neumann, Stan Ulam, Nicholas Metropolis e Robert Richtmyer, no decorrer do projeto Manhattan no período da Segunda guerra Mundial [5]. E recebeu este nome por causa dos cassinos de Mônaco, dos jogos de roleta e devido a aleatoriedade do jogo. Não se sabia onde a bolinha iria cair, mas sabia-se que pela probabilidade ela cairia em diferentes números, e depois de muitas tentativas ela poderia cair metade das vezes em uma casa, depois em outra e assim sucessivamente [5]. Em razão desse processo aleatório dos jogos e aposta nos cassinos de Monte Carlo, o programa recebeu esse nome [5].

Os métodos de amostragem estatística eram considerados inviáveis devido à sua extensão e complexidade. Além disso, como a radiação apresenta um comportamento aleatório, não era possível prever consistentemente os processos físicos ou realizar cálculos precisos usando apenas equações e fórmulas matemáticas. No entanto, esses cálculos se tornaram viáveis com o uso de computadores, que permitem simulações complexas e processamento rápido de dados [5].

Com a introdução dos primeiros computadores e o aperfeiçoamento das técnicas de simulação de Monte Carlo para pesquisas sobre armas nucleares na década de 1940, tornou-se possível calcular as doses de radiação em órgãos usando um modelo computacional [3].

Um modelo computacional precisa especificar as propriedades externas do corpo humano inteiro, assim como detalhes dos órgãos internos, incluindo volume, massa e formato [3]. Além disso, deve-se incluir dados sobre a densidade dos tecidos e a composição química, e por meio do fantoma computacional o pesquisador tem a possibilidade da utilização eficiente dos métodos de Monte Carlo para cálculo das interações da radiação e da distribuição de energia no corpo [3].

Os fótons e elétrons de energia de até 20 MeV e prótons com energias de até 300 MeV são em grande parte utilizados na área da Física Médica aplicada a Medicina. A medição de doses no campo da física aplicada a medicina, igualmente leva em conta origens de nêutrons em reatores nucleares e partículas energéticas na escala de TeV em estudos de física de altas energias ou em contextos de radiação no espaço [7].

Cada modalidade de radiação se relaciona com a matéria de maneiras distintas. Os fótons como raios X ou raios gama transferem energia através do efeito fotoelétrico, do espalhamento Compton e de mecanismos de formação de pares [7]. A chance de um

contato de fótons acontecer em um órgão ou tecido é definida por “seções transversais”, que estão relacionadas à energia, à concentração eletrônica do material e à sua estrutura química [7]. A seção transversal diferencial para um elétron em relação a um fóton disperso em um ângulo  $\varphi$  é calculada usando a equação de Klein-Nishina [7].

$$\frac{d\sigma}{d\Omega_\varphi} = \frac{r_0^2}{2} \left( \frac{hv'}{hv} \right)^2 \left( \frac{hv}{hv'} + \frac{hv'}{hv} - \sin^2 \varphi \right) \quad (12)$$

O  $r_0$  é o raio do elétron, e  $hv$  e  $hv'$  são energias de fótons antes e depois do espalhamento.

Geralmente, os desafios do transporte de radiação de Boltzmann representados por diferentes equações diferenciais e integrais conseguem ser solucionadas por meio de técnicas computacionais numéricas, abrangendo diferenças finitas, elementos finitos, coordenadas discretas e métodos de Monte Carlo. Contudo, só os métodos de Monte Carlo conseguem detalhar os elementos das relações de partículas em meio não homogêneos tridimensionais, como o organismo humano [7].

Em um código Monte Carlo, números randômicos são utilizados para definir a trajetória de uma partícula, relacionando as chances de interação em cada área geométrica de relevância [7]. Esse procedimento, que pode ser considerado um tanto maçante, é realizado para um número imensamente elevado de partículas. E cada uma das partículas é acompanhada no simulador antropomórfico tridimensional até que a energia seja dissipada ou que a partícula saia da estrutura de transporte [7]. A incerteza estatística associada pode ser ajustada para ficar abaixo de 1%, e é geralmente mais exato do que em desfechos experimentais com um simulador físico utilizando um dosímetro para medir a dose absorvida [7].

Com o passar do tempo os computadores se tornaram mais acessíveis e mais sofisticados em termos operacionais e, isso fez com que os métodos de Monte Carlo fossem mais utilizados. Como consequência, os códigos de Monte Carlo são amplamente aplicados atualmente em diversas áreas, como engenharia nuclear, física da saúde e medicina nuclear [7].

A maior parte dos códigos de Monte Carlo disponíveis no mercado foi inicialmente criada para aplicações em engenharia nuclear e em estudos na área de física de alta energia. Os códigos de Monte Carlo para física da radiação são bem confirmados, mas sua complexidade torna difícil o uso para quem não tem conhecimento suficiente [7]. Praticamente todos os códigos de Monte Carlo disponíveis conseguem lidar com formas de geometria sólida composta (CSG), abrangendo os elementos de grade tridimensionais [7].

No ano de 1990, vários desses códigos enfrentaram dificuldades para gerenciar o elevado número de voxels exigidos em simulações que utilizavam simuladores antropomórficos de corpo todo, por exemplo, o MCNP limitava o número de voxels (pequena unidade de uma imagem 3D) a inferior a 25 milhões [7].

Entre os códigos de Monte Carlo disponíveis publicamente e amplamente utilizados para o cálculo de doses de radiação, destacam-se: EGS, FLUKA, GEANT4, MCNP, MCNPX, MCNP6 e PENELOPE. Códigos específicos para radioterapia também foram desenvolvidos [7].

### **2.2.1 Monte Carlo e os Códigos de Transporte de Radiação**

Os códigos de Monte Carlo referem-se à criação da história da partícula. A distribuição da fonte de emissão desta partícula particulariza a energia e coordenadas dela [6]. No processo de irradiação sobre o objeto em estudo, são produzidos parâmetros de partículas que são concentradas em uma matriz e estes parâmetros são reutilizados caso os níveis de energia envolvidos no processo sejam inferiores aos níveis de energia de corte, a partícula se inutilizar ou a história dela findar [6].

Desta forma, a energia do processo é computada até não existir mais partícula armazenada, e se inicia uma nova história. Se houver ainda partículas armazenadas, prossegue-se as sessões de interação contabilizando a transferência de energia e a distância envolvida, até que a energia seja menor que a de corte. O objetivo é repetir o processo até alcançar o número total de histórias [6].

A seguir veremos as características de códigos de Monte Carlo destinados à simulação do comportamento das reações entre radiação e corpos anatômicos que

forneem resultados diferentes para um mesmo sistema [6]. A tarefa comum para análise de comparação de resultados é a determinação das primeiras e segundas camadas semirredutoras para um espectro escolhido [6].

**Tabela 3** – Códigos de Monte Carlo com o ano de criação e a instituição de pesquisa [6]

<b>Código</b>	<b>Criação</b>	<b>Instituição</b>
EGSsrc	2000	National Research Council (NRC)
GEANT4	1994	CERN
MCNP5	1940	Laboratório de Los Alamos
PENELOPE	1995	CIEMAT

### **EGSsrc**

Lançado em 2000 como uma melhoria do software Electron Gamma Shower (EGS) criado no Centro de Aceleração Linear de Stanford na década de 1970. Este sistema, durante muito tempo, mostrou problemas com os compiladores FORTRAN mais modernos [6]. Rogers e Bielajew fizeram uma reformulação estrutural do sistema enquanto, Merovitz modificou os arquivos de saída sanando incompatibilidades com as linhas de programação. Nova atualização ocorreu em 1999 para resolver erros encontrados pelos cientistas Kawrakov, Jan Seuntjens e Dave Rogers [6]. A linguagem de programação C++ foi incorporada por Ernesto Mainegra-Hing após a instalação de uma interface gráfica feita por Kawrakov e Walters [6].

No decorrer dos anos, novos avanços no sistema se concretizaram, ou seja, uma teoria inovadora de espalhamento elástico multiangular, um algoritmo melhor para a trilha eletrônica, o emprego de tabelas de seção de choque pra distâncias entre interações discretas, precisão melhor para a apuração da perda de energia, e um algoritmo exato de cruzamento de limites e redução de variância que reduz consideravelmente o tempo de experiência e, com isso, um mesmo resultado para ser obtido com um número satisfatoriamente menor de histórias [6].

Seu aparato modulado é empregado em pesquisas industriais, em feixes de um acelerador linac, fontes de raios x, proteção contra radiação, dentre outros. Ele permite moldar a distribuição de fótons, elétrons e pósitrons com movimentos corpusculares onde se gastam energias de 1Kev a 10GeV [6].

## **GEANT4**

Neste pacote computacional, usamos o método Monte Carlo junto com o C++ para simular a passagem intra-material de partículas. Seu nome é um acrônimo inglesa de “geometria e rastreamento”. Ele possui diversas aplicações física e na medicina, onde se emprega grandes níveis de energia como experimentos nucleares e aceleradores de partículas [6].

Pode ser empregado nos sistemas UNIX, Linux, Mac OS X e Windows. É necessários dois pacotes adicionais para vincular e criar os programas, ou sejam, o CLHEP (Class Library of High Energy Physics) e o STL (Standard Template Library) [6]. Com isso, há plataforma desde o início até a geração de resultados para a construção de aplicativos autossuficientes ou dependentes de outra estrutura vinculado ao objeto de estudo. O Geant4 é uma excelente base para a interação de partículas com níveis de energia entre 250 eV e 1 TeV [6].

## **MCNPC**

O MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code) é o código de Monte Carlo utilizado no transporte de partículas e foi criado no Los Alamos Laboratory [6]. Permite a simulação de diversas partículas sendo os principais nêutrons, fótons, elétrons e íons numa variada faixa de energia [6].

Algumas de suas aplicações incluem proteção contra radiação, blindagem, segurança nuclear e outros [6]. Sua configuração geométrica autoriza a modelagem de

configurações espaciais complexas [6]. Sua técnica de redução de variância é sofisticada ao ponto de influir na precisão das simulações e utiliza tanto dados em pontos transversais como dados em grupos [6].

As variantes do código MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code) incluem: MCNP4, MCNP5, MCNP6 e MCNPX.

O MCNP5 trouxe novas capacidades, incluindo a simulação de origens de partículas com variação temporal, bem como a possibilidade de modelar diversas variedades de partículas, como nêutrons, prótons e raios gama [6].

O MCNPX integra o MCNP versão 5 com o código LAHET, que é utilizado para simulações de reação em cadeia intranuclear. O MCNPX amplia as funcionalidades do MCNP ao incluir suporte para tipos alternativos de partículas, bibliotecas suplementares de seções transversais e a possibilidade de aplicar objetos físicos em faixas de energia para as quais os dados tabulados não se encontram disponíveis. Os dois códigos operam com uma disposição de materiais em estruturas geométricas CSG [13].

Os códigos operam de maneira altamente eficaz com simuladores antropomórficos estilizados e voxel. Entretanto, existe uma quantidade máxima de voxels em um simulador, e essa questão resultou no crescimento do tamanho dos voxels [13].

## **PENELOPE**

Penetração e perda de energia de fótons e elétrons é o que basicamente significa a palavra acrônimo PENELOPE (PENetration and Energy Loss of Photons and Electrons) [6]. Este código de computação Monte Carlos tem a finalidade de ajudar no gerenciamento simulado de transportes de energia envolvendo partículas como por exemplo o elétron-fóton [6].

Pode-se encontrar na literatura especializada diversas aplicações do código PENELOPE como na mamografia, metrologia e radiologia diagnóstica [6]. O seu uso abrange sistemas que envolvam geometrias com qualquer grau de sofisticação e voltado para a estimativa de resultados de sistemas em análise [6]. Emprega energias na faixa de 1 keV e 1 GeV [6].

### 2.3 Simuladores Antropomórficos Virtuais

O simulador antropomórfico pode ser descrito como a representação de um órgão, membros do corpo humano (como pés, mãos, braços, cabeça, pernas e olhos, entre outros), ou do corpo humano inteiro [3]. Esses simuladores têm como finalidade investigar a interação da radiação ionizante, amplamente utilizada na dosimetria [3].

Os primeiros simuladores eram representados por formas geométricas e seu desenvolvimento contou com sistemas de software CAD (Computer Aided Design), Design Auxiliado por Computador [3]. Para a construção desses simuladores foram empregadas técnicas de modelagem de geometria sólida como o, CSG (Constructive Solid Geometry), Geometria Sólida Construtiva e o BREP (Boundary representation), Representação de Contorno [3]. O CSG possibilita que um modelador construa o objeto sólido por meio de operadores booleanos para unir objetos básicos denominados primitivos. Os objetos denominados de primitivos são: cuboides, cilindros, prismas, pirâmides, esferas, cones e elipsoides, elas podem ser representadas por equações quadráticas [3].

As modernas plataformas de software CAD têm como fundamento os métodos BREP. Ele contém dois tipos de dados: topológicos e geométricos. Os dados topológicos descrevem as conexões entre vértices, arestas e faces e, a direção das arestas e faces [3]. No CAD fundamentado em BREP, a parte externa de um objeto é especificado por uma equação que descreve curvas, conhecida como NURBS (Non-Uniform Rational Basis Spline), resultando em superfícies extremamente lisas. As faces são descritas como polígonos, com vértices determinados por coordenadas x, y, z [3].

Uma rede poligonal é um conjunto de vértices e polígonos que descrevem a geometria de um objeto poliédrico no CAD. E o NURBS e as redes poligonais são estruturas de dados BREP que podem ser trocadas entre si [3]. Contudo, ao contrário da representação CSG, o BREP oferece mais flexibilidade devido à sua ampla gama de ferramentas. Essas funcionalidades possibilitam que os objetos simuladores baseados em BREP incorporem detalhes anatômicos mais precisos. Além disso, são perfeitamente ideais para representar deformações de superfícies, um processo crucial para ajustar o

tamanho dos órgãos e simular seu movimento [3]. As equações de superfície têm alta eficiência computacional e são compatíveis com a maioria dos códigos de Monte Carlo [3].

Todavia, mesmo com operações booleanas complexas, os simuladores antropomórficos baseados em superfícies quadráticas não apresentam realismo anatômico em sua geometria e, ao empregar um código de Monte Carlo, a geometria de algum órgão acaba sendo substituída por uma figura geométrica [3]. O objeto simulador descrito acima é chamado de simulador matemático ou estilizado [3].

Outras técnicas foram sendo incorporadas para o desenvolvimento de mais simuladores. Por exemplo, os voxels, que descrevem um órgão em 3D por meio de um conjunto de imagens, isso permite que o corpo humano seja descrito de forma mais verdadeira [3]. Diferente dos simuladores matemáticos, os simuladores voxelizados quando acoplados a um código de Monte Carlo entregam um objeto simulador bem realista, com mais contornos e detalhes [3]. O processo de voxelização acontece a partir de imagens tomográficas. Cada fatia de imagem passa por um processo de divisão que designa cada pixel a um órgão ou tecido específico por exemplo, pulmão, osso ou pele, utilizando um identificador único [3].

A preparação de um objeto simulador baseado em voxel pode levar um tempo considerável, pois não existe um algoritmo de reconstrução automática que sirva para todos os órgãos, ademais, um simulador antropomórfico de voxel é proveniente de imagens de um único indivíduo, o que não inclui uma variedade anatômica em termos de tamanho e posição dos órgãos, fatores essenciais para padronizar a dosimetria em proteção radiológica [3].

Na construção de um objeto simulador matemático era aplicado a técnica de NURBS no limite dos órgãos o que deixava as suas superfícies extremamente lisas. No simulador de voxel, esses limites tornam-se mais irregulares, e a representação precisa da anatomia humana depende da resolução do voxel, principalmente para tecidos delicados e de menor dimensão, como o cristalino, a pele, as costelas e medula óssea [3]. Um outro ponto observado é que, uma alteração no molde de algum órgão certamente afetará os voxels subjacentes, isso é ineficiente do ponto de vista computacional. Esses objetos simuladores receberam o nome de simuladores voxel ou tomográficos [3].

As técnicas de BREP que envolve NURBS ou superfícies de rede poligonal pode determinar um órgão. A abordagem mais usual para criar um objeto simulador fundamentado em BREP consiste em extrair os traços da superfície de cada órgão a partir de imagens tomográficas, utilizando um programa de software comercial, e reunir os órgãos individualmente em uma estrutura corporal integrada [3]. Basicamente, seria um refinamento na estrutura de cada órgão, ou seja, os voxels são transformados em rede de malha ou NURBS. O objeto simulador descrito é chamado de simulador antropomórfico MESH ou BREP [3].

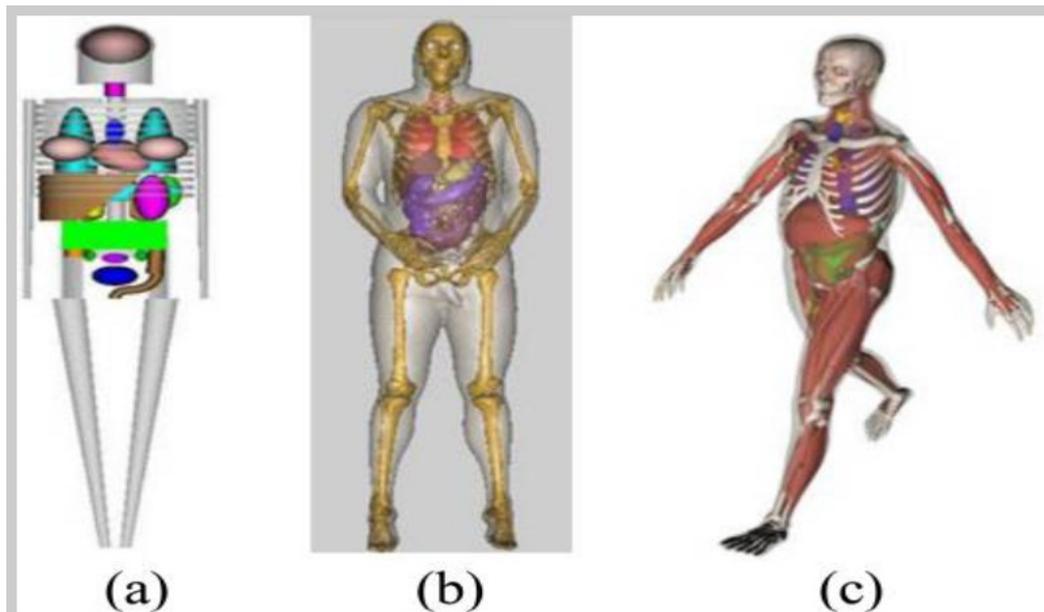
A estimação de doses em órgãos se tornou possível através desses simuladores antropomórficos virtuais que possuem formatos anatômicos parecidos com o corpo humano [3]. Isso é um grande avanço pois permitem testes com radiações ionizantes, uma vez que não trazem danos aos seres humanos [3]. Além disso, permitem estudar as interações das partículas com os tecidos, possibilita a determinação das doses absorvidas e, ajuda na avaliação de doses depositadas nos órgãos, e em questão de custo é uma vantagem pois, os simuladores físicos são mais caros porque necessitam de materiais sólidos que sejam equivalentes aos ossos e tecidos humanos tendo em vista que precisam ser maleáveis para se obter formatos semelhantes ao corpo humano [3]. Além da utilização de dosímetros, necessita de um cuidado excessivo devido a exposição à radiação [3].

Desde 1960, o uso de simuladores antropomórficos virtuais vem sendo inserido na área de proteção radiológica, no radiodiagnóstico e radioterapia [3]. As pesquisas eram feitas só em laboratórios que possuíam bons computadores, e a partir de 1990 as pesquisas sobre os fantasmas computacionais ganhou mais expressão [3]. Dimbylow do National Board of Radio-logical Protection, Reino Unido, realizou em 1996 o primeiro seminário sobre simuladores voxelizados, e em 2000 Eckerman organizou outro seminário com a mesma temática no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA [3].

Nesse período, existia grande curiosidade da comunidade internacional sobre os simuladores antropomórficos voxelizados, o que possibilitou mais publicações de pesquisas realizadas em diferentes países, inclusive diversos seminários foram realizados para apresentação de trabalhos sobre o assunto [3].

Os simuladores usados na dosimetria das radiações ionizantes devem ter bem definidos as estruturas dos órgãos onde ocorrerão as interações da radiação e a energia

depositada, para depois serem calculadas pelo acompanhamento de partículas individuais [3]. Quando construídos os objetos simuladores precisam apresentar uma anatomia realista, um bom desempenho computacional e um alinhamento com um código de Monte Carlo [3]. Os modelos antropomórficos foram divididos em três gerações: simulador matemático, Voxel e BREP [3]. A figura mostra os três simuladores antropomórficos virtuais.



**Figura 2:** Gerações dos modelos antropomórficos: (a) Objeto matemático; (b) Objeto voxel; (c) Objeto BREP [7].

### 2.3.1 Simulador Matemático (1960 a 2000)

Os primeiros modelos antropomórficos foram desenvolvidos para representar computacionalmente um indivíduo exposto a doses de radiação externa e interna [3]. Diversas técnicas iniciais de avaliação de dose foram criadas no início do século XX,

sobretudo para a aplicação com fontes de radiação intersticial, por exemplo o rádio [3]. O desenvolvimento da eficiência dos computadores e pelo trabalho desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL) colaborou para o desenvolvimento de simuladores estilizados [3].

Em 1960, Fisher e Snyder desenvolveram o primeiro simulador antropomórfico adulto que recebeu o nome de Fisher-Snyder, e a técnica utilizada foi o CSG que envolvia formatos geométricos como cilindros elípticos e cones, e o objeto simulador foi projetado em posição ereta com braços nas laterais do corpo, incluía também cabeça, pescoço, tronco e pernas [3].

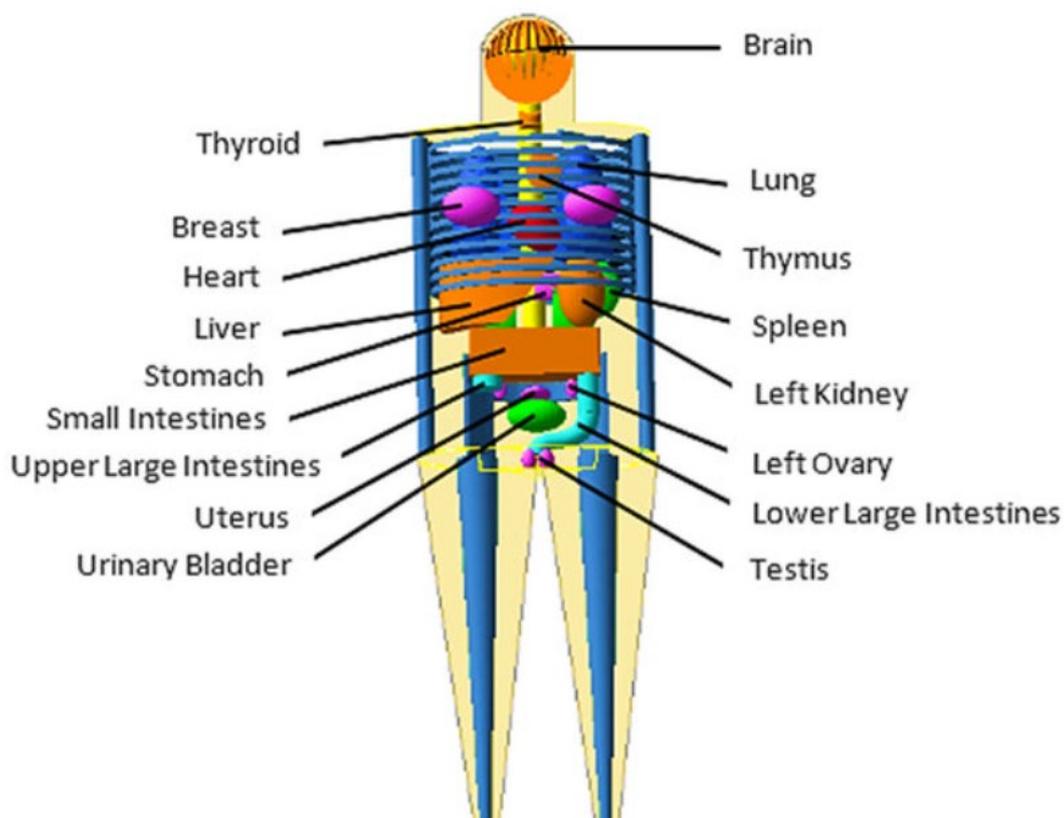
A cabeça e o pescoço assumiam forma de um cilindro elíptico de 14 cm x 20 cm com altura de 24 cm. Os braços e o tronco era um cilindro elíptico de 20 cm x 40 cm e altura de 70 cm. Um cone elíptico com altura de 80 cm representava as pernas abaixo das nádegas [3]. As mãos, pés, orelhas e nariz não foram representadas. Pulmões e esqueletos não receberam modelagem e os órgãos específicos também não tiveram uma localização bem definida, o fantoma era composto por tecidos distribuídos de forma homogênea [3].

O simulador antropomórfico possuía 120 sub-regiões, e foram utilizadas para estimar valores de doses absorvidas para órgãos situados em áreas específicas. Quando o órgão era grande a estimativa de dose era feita em várias regiões [3].

Em 1967, Snyder usa o fantoma Fisher-Snyder para analisar a distribuição da dose no corpo proveniente de fontes externas de raio gama. Ele analisou quatro energias de fótons (0,07; 0,15; 0,5 e 1,0 MeV) e quatro posições distintas de fontes situadas a um e dois metros do centro do modelo computacional [3]. Fisher-Snyder também criaram modelos infantis de “similitude”, eram versões miniaturizadas do modelo adulto, partindo da premissa de que o corpo inteiro era composto por um tecido homogêneo [3]. Esses modelos eram de crianças de diversas idades (0,1,5,10,15 anos) [3].

Esses modelos iniciais foram projetados com dimensões externas que refletiam a altura média, a área de superfície e massa corporal de crianças de idades específicas, e por se parecerem com crianças esses objetos receberam o nome de “fantoma de similitude” [3]. Essa metodologia apresentava limitações, pois as crianças não podem ser simplesmente consideradas como pessoas pequenas. Todavia, esses modelos foram os pioneiros criados para atender uma a demanda concreta na medicina nuclear [3].

Snyder em conjunto com outros colaboradores apresentaram em 1969 o primeiro simulador antropomórfico heterogêneo que foi chamado de MIRD-5 Phantom, o nome é originado do Comitê de Dosimetria Médica de Radiação Interna (MIRD) [3]. O objeto simulador continha um esqueleto, pulmões e tecido mole, e os órgãos internos eram bem rudimentares, visto que as equações ofereciam uma descrição básica da localização e da geometria dos órgãos. A figura 3 ilustra o modelo MIRD-5.



**Figura 3:** O Modelo humano hermafrodita adulto MIRD-5 construído e visualizado usando Geant4 [11].

A versão inicial do modelo tinha a intenção de retratar um homem adulto médio saudável, o homem de referência, conforme estabelecido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) com base na literatura médica e científica referente as populações europeias e norte americanas [3]. O indivíduo padrão era um homem caucasiano com idade entre 20 e 30 anos, com peso de 70 kg e 170 cm de altura (mais

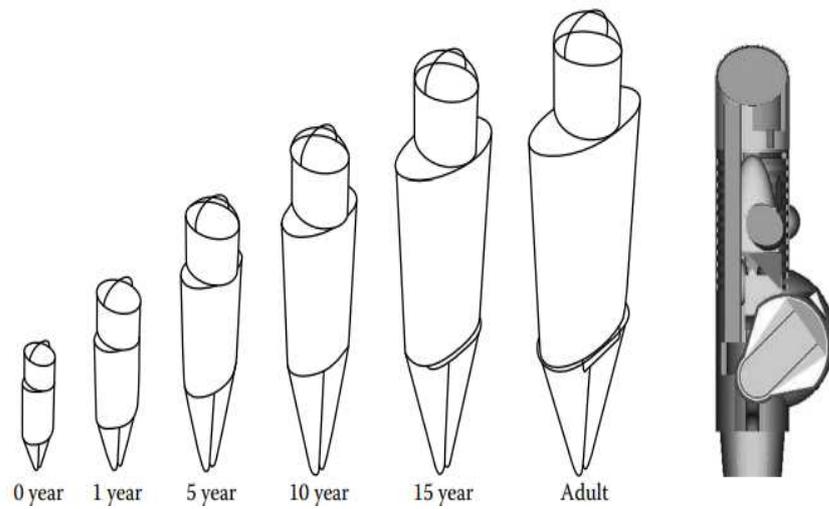
tarde a altura foi ajustada para 174 cm). Em 1978, o fantoma heterogêneo passou por várias melhorias, e os órgãos e estruturas anatômicas foram melhores representados [3].

Muitos estudos no ORNL foram feitos com o objetivo de criar Fantômas pediátricos individuais. Por meio desses estudos em 1970, objetos matemáticos começaram a ser projetados individualmente [3]. Hwang projetou três modelos, desde um recém-nascido a um de 5 anos de idade. Jones desenvolveu outro modelo que retratava um indivíduo de 15 anos, e posterior a isso, Deus e Poston desenvolveram o objeto de 10 anos, esse simulador tinha representações geométricas mais complicadas em comparação aos outros existentes [3]. Apesar do projeto ter sido finalizado e aplicado em um número restrito de cálculos de dose, ele não viralizou, e com isso diferentes métodos para criar modelos foram adotados [3].

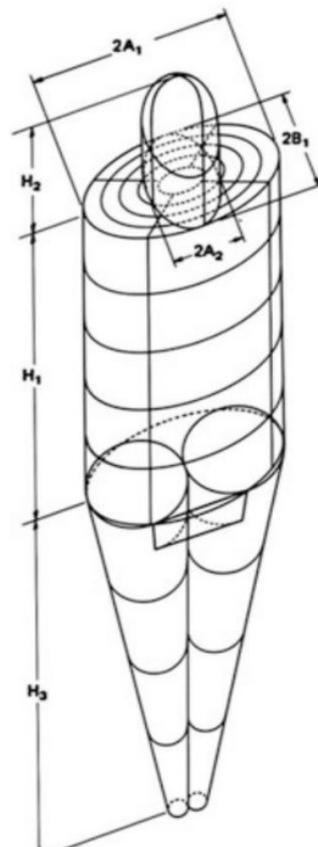
Ao longo dos anos, diversos outros modelos foram desenvolvidos. Cristy apresentou novos simuladores em 1980 e, posteriormente, em 1987, junto com Eckerman, detalhou mais avanços no relatório [3]. A série de Fantômas era composta por um homem adulto, um recém-nascido e indivíduos de 1, 5, 10 e 15 anos de idade, incluindo também uma mulher adulta com aspectos anatômicos adicionais [3].

Quando queriam representar uma mulher adulta usavam o objeto de 15 anos feminino, e fazia-se a adição dos seios ao modelo [3]. A imagem 4 ilustra o conjunto dos modelos Cristy-Eckerman.

Cada objeto é constituído por três tipos de tecidos com densidades variadas: osso, tecido mole e pulmão e, foram estabelecidos três segmentos geométricos para representá-los. Os braços, tronco e quadris era um cilindro elíptico, as pernas e os pés um cone elíptico truncado, enquanto o cilindro elíptico representava a cabeça e o pescoço [3]. A representação individual do modelo Homem Adulto é apresentada na figura 5.



**Figura 4:** Modelo Cristy- Eckerman, representação específico de idade: homem adulto, criança de 0 ano (recém-nascido) e indivíduos de 1 ano, 5 anos, 10 anos e de 15 anos de idade, gestante de 9 meses [13].



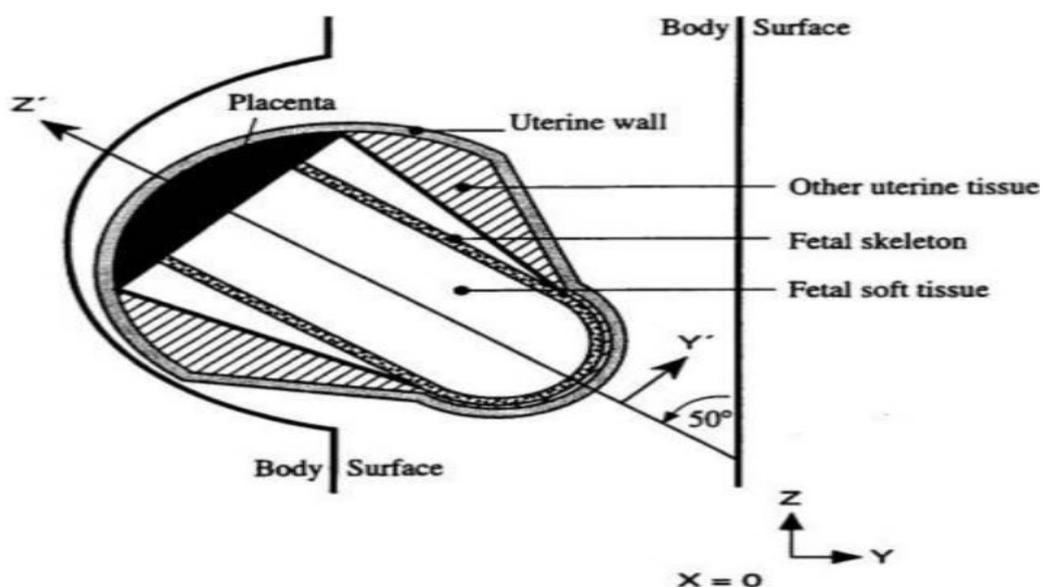
**Figura 5:** Fantasma Humano Adulto [3].

Abaixo tem uma tabela contendo informações sobre altura, idade e peso da série dos simuladores matemáticos. Estas especificações estão padronizadas de acordo com as recomendações da ICRP.

**Tabela 4** – Dimensões dos Simuladores antropomórficos e regiões de dose [3].

Idade (yr)	Peso (Kg)	H1 (cm)	H2 (cm)	H3 (cm)	A1 (cm)	B1 (cm)	A2 (cm)
0	3.148	23	13	16	5.5	5	4.5
1	9.112	33	16	28.8	8	7	6.5
5	18.12	45	20	46	11	7.5	6.5
10	30.57	54	22	64	14	8	6.5
15	53.95	65	23	78	18	9	7
<b>Adult</b>	<b>69.88</b>	<b>70</b>	<b>24</b>	<b>80</b>	<b>20</b>	<b>10</b>	<b>7</b>

O objeto adulto feminino dessa série de objetos simuladores foi adaptado para representar uma mulher grávida ao término de cada trimestre da gestação, a tabela não mostra dados sobre esse objeto simulador. O trabalho foi desenvolvido em 1995 por Stabin e seus companheiros da ORNL e, aplicado em diversos estudos na medicina nuclear [3]. A figura 6 mostra uma representação da visão axial da área uterina aos 9 meses na coleção de modelos de mulheres gestantes.

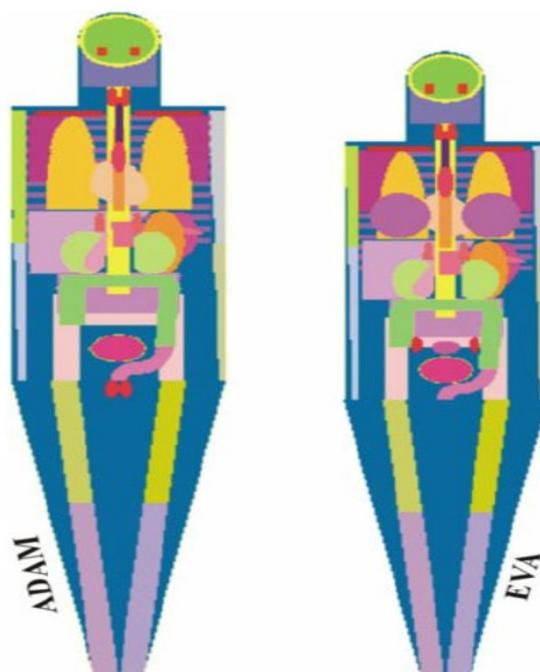


**Figura 6:** Esquema da região uterina no modelo de gravidez de 9 meses da coleção de simuladores de mulheres grávidas [7].

Desde 1980, os simuladores MIRD-5 passaram por revisões e foram citados, possibilitando que os modelos de Fisher-Snyder e Cristy-Eckerman fossem aprimorados com base em técnicas de modelagem estilizadas [3]. Devido a disponibilidade dos códigos de Monte Carlo e a maior acessibilidade aos computadores, a última série de fantasmas Cristy-Eckerman passou a ser amplamente empregada em pesquisas de dosimetria interna e externa [3].

Baseando-se nas características do modelo hermafrodita MIRD-5, Kramer do Gesellschaft für Strahlenforschung (GSF) Alemanha, criou dois modelos simuladores adultos feminino e masculino, chamados ADAM e EVA, utilizados em pesquisas de dosimetria externa [3]. O Instituto GSF passou por modificações e recebeu novo nome, Helmholtz Zentrum München Deutsches Forschungszentrum für Gesundheit und Umwelt (Centro Helmholtz de Munique para Pesquisa em Saúde e Meio Ambiente) [3].

O objeto simulador EVA é proveniente da redução dos volumes do MIRD-5, as massas dos órgãos femininos foram ajustadas para acomodar os órgãos adjacentes [3]. Por fim, órgãos de cada sexo, como testículos, ovários, útero e seios, foram incorporados nos modelos para criação de ADAM e EVA [3]. O queixo foi adicionado ao remover uma parte do pescoço, possibilitando uma disposição de irradiação externa mais autêntica para a tireoide e, duas seções elipsoidais representaram os seios afixados ao tronco do objeto EVA [3].



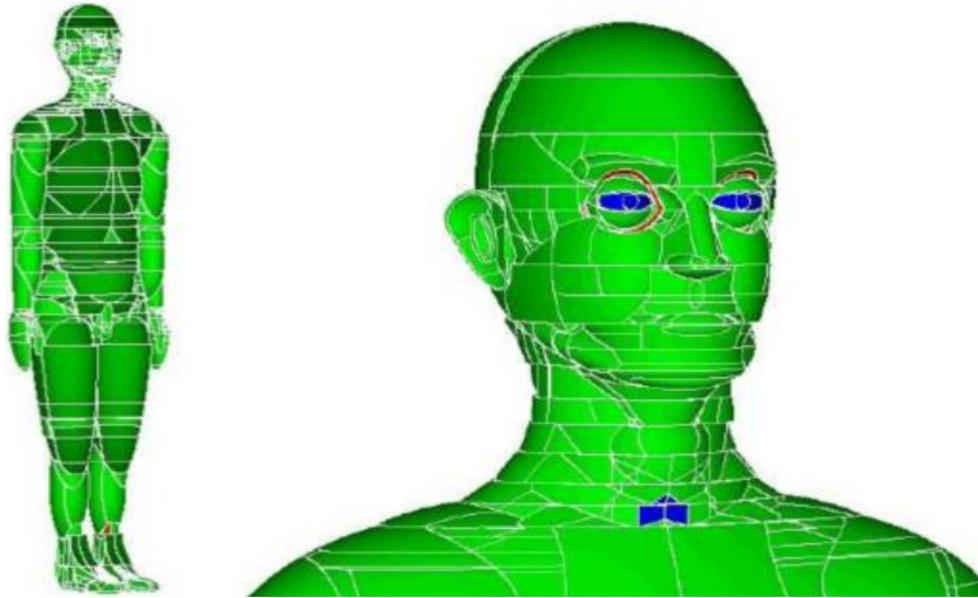
**Figura 7:** ADAM e EVA [10].

Outro objeto criado foi o simulador cardíaco-torso matemático (MCAT) que abrange as estruturas e órgãos mais relevantes, foi criado por uma equipe de pesquisa sob a liderança de Tsui na Universidade da Carolina do Norte para aplicações médicas na área de exames de imagens usado na medicina nuclear como, tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT) e tomografia por emissão de pósitrons (PET) e, esse mesmo grupo depois de um tempo criaram o primeiro objeto simulador de movimento fundamentado em superfícies NURBS [3].

Billings e Yucker, em 1973, criaram o simulador Anatomical Man (CAM) para a NASA (National Aeronautics and Space Administration [3]. A criação foi bastante distinta e inovadora porque o objeto simulador era composto por 1.100 formas geométrica e 2.450 regiões sólidas e, segundo os autores, os órgãos, ossos e medula óssea foram projetados a partir de técnicas de modelagem CSG e, um software chamado CAMERA foi igualmente desenvolvido para conduzir estudos com o objeto simulador CAM [3].

O simulador foi criado para ser usado em estudos relacionados à exposição de astronautas ao ambiente de radiação natural do espaço. O simulador também podia ser usado em pesquisas sobre a exposição humana a radiação em ambientes com armas nucleares, além de aplicações na radioterapia e em exames de imagens [3].

A geometria do objeto simulador era bem eficiente, tendo em vista que foi projetado em uma época em que os computadores não possuíam processadores muito avançados, contudo o fantoma CAM só ficou restrito na indústria aeroespacial e não tinha muita pesquisa disponível sobre o simulador antropomórfico que permitissem que outros pesquisadores o aplicassem em outras áreas [3].



**Figura 8:** Simulador Anatomical Man (CAM) [9].

Mesmo no início dos anos 1990, ainda havia grupos de pesquisas dedicados ao desenvolvimento de simuladores antropomórficos estilizados. Foram criados modelos simuladores de embriões e fetos para dosimetria de radiação espacial, além de um simulador adulto que representava a população coreana [3].

Em 2008, um grupo do Instituto de Tecnologia de Nagoya criou dois simuladores para um bebê japonês de 9 meses. No mesmo ano foi desenvolvido um modelo matemático denominado simulador matemático chinês (CMP), ele foi desenvolvido seguindo padrões de referência do Homem Asiático e do Homem de referência Chinês. O Laboratório Chave de Imagem de Partículas e Radiação em Pequim liderou esse projeto [3].

A universidade Católica de Pusan, em Bugok, desenvolveu um novo modelo MIRD baseado em dados de referência do homem coreano padrão. Esse fantasma foi utilizado para representar um paciente que recebia implantes de Irídio-192 na região da próstata para tratamento de câncer, essa técnica de implante radioativo no local do tumor se chama braquiterapia, e é uma modalidade de tratamento bem comum na radioterapia [3].

Um novo simulador matemático foi desenvolvido no Instituto Nuclear e Tecnológico (ITN) de Portugal para replicar o modelo masculino de referência BOMAB [3]. Esse fantasma foi empregado em simulações para identificar fontes radioativas através de um dispositivo de detecção (WBC) [3]. No Bhaba Atomic Research Centre, foi criada uma série de quatro modelos matemáticos destinados a ajustar dispositivos de segurança com o objetivo de verificar a absorção indevida de radiação no corpo humano, utilizando simuladores BOMAB [3].

Os simuladores matemáticos trouxeram aplicações em diversas áreas da dosimetria das radiações, desde parâmetros de proteção radiológica a tratamentos radioterápicos [3]. Inclusive, as comissões internacionais e nacionais utilizaram esses simuladores para estabelecer parâmetros de doses nos órgãos, que são definidos por regulamentações a serem seguidas em ambientes onde a radiação ionizante é utilizada [3].

Contudo, tiveram suas limitações, pois, equações matemáticas não representavam o corpo humano de forma fiel, e os resultados na maioria das vezes era inexato, por exemplo, quando eram usados na medicina nuclear não traziam resultados pontuais do efeito nocivo da radiação em determinado tecido, ou qual seria a dose ideal para cada tratamento e por vezes os médicos prescreviam uma dose que estava abaixo do ideal [3].

Os dados de dose em exames de tomografia computadorizada, eram derivados desses simuladores matemáticos que geraram imprecisões em exames de raios X, e o pacote de dados dos softwares eram fundamentados nesses simuladores de indivíduos estilizados [3]. Esses objetos simuladores foram empregados para o estudo de dose, fundamentadas em pessoas que sobreviveram a explosão da bomba atômica no Japão [3].

Na radioterapia um simulador antropomórfico homogêneo foi utilizado pelo Radiation Epidemiology Branch do National Cancer Institute (NCI) durante 30 anos em pesquisas para saber quantidades de dose depositada nos órgãos de pacientes que estavam em tratamento radioterápico [3]. Já em 1980, vários estudos prosseguiram com a meta de criar um simulador que reproduzisse a anatomia do corpo humano de maneira mais precisa [3].

### **2.3.1.1 Objetos Simuladores**

#### **FISHER SNYDER**

##### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

Em 1960, Fisher e Snyder desenvolveram o primeiro simulador antropomórfico adulto que recebeu o nome de Fisher-Snyder, modelo conhecido também como hermafrodita [3].

A técnica utilizada foi o CSG que envolvia formatos geométricos como cilindros elípticos e cones, e o objeto simulador foi projetado em posição ereta com braços nas laterais do corpo, incluía também cabeça, pescoço, tronco e pernas [3].

A cabeça e o pescoço assumiam forma de um cilindro elíptico de 14 cm x 20 cm com altura de 24 cm. Os braços e o tronco era um cilindro elíptico de 20 cm x 40 cm e altura de 70 cm. Um cone elíptico com altura de 80 cm representava as pernas abaixo das nádegas [3]. O modelo era composto por tecidos distribuídos de forma homogênea e possuía 120 sub-regiões, [3].

Fisher-Snyder também criaram modelos infantis de “similitude”, eram versões miniaturizadas do modelo adulto. Esses modelos eram de crianças caucasianas de diversas idades (0, 1, 5, 10, 15 anos) [3].

#### **MIRD-5**

##### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

Snyder em conjunto com outros colaboradores apresentaram em 1969 o primeiro simulador antropomórfico heterogêneo que foi chamado de MIRD-5 Phantom, o nome é originado do Comitê de Dosimetria Médica de Radiação Interna (MIRD) [3].

O objeto simulador continha um esqueleto, pulmões e tecido mole, e os órgãos internos eram bem rudimentares, visto que as equações ofereciam uma descrição básica

da localização e da geometria dos órgãos [3]. O indivíduo padrão era um homem caucasiano com idade entre 20 e 30 anos, com peso de 70 kg e 170 cm de altura (mais tarde a altura foi ajustada para 174 cm) [3].

## **MODELOS PEDIÁTRICOS**

### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

Hwang projetou três modelos, desde a um recém-nascido até uma criança de 5 anos de idade [3]. A referência era de um bebê, duas crianças de 1 e 5 anos de idade, todos caucasianos [7].

### **SIMULADOR MATAMÁTICO DE 15 ANOS**

#### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

Jones desenvolveu o modelo que retratava um indivíduo de 15 anos [3]. Ele foi baseado em indivíduo caucasiano [7].

### **SIMULADOR MATAMÁTICO DE 10 ANOS**

#### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

Deus e Poston desenvolveram o modelo pediátrico de 10 anos [3].

## **CRISTY-ECKERMAN**

### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

A série de objetos era composta por: um homem adulto, um recém-nascido e indivíduos de 1, 5, 10 e 15 anos de idade, incluindo também uma mulher adulta com aspectos anatômicos adicionais [3]. O modelo de 15 representa um homem e mulher adulta.

Cada objeto é constituído por três tipos de tecidos com densidades variadas: osso, tecido mole e pulmão e, foram estabelecidos três segmentos geométricos para representá-

los. Os braços, tronco e quadris era um cilindro elíptico, as pernas e os pés um cone elíptico truncado, enquanto o cilindro elíptico representava a cabeça e o pescoço [3].

## **SIMULADORES DE MULHERES GESTANTES**

### **Desenvolvido no Oak Ridge National Laboratory (ORNL), EUA**

O modelo adulto feminino dessa série de objetos simuladores foi adaptado para representar uma mulher grávida ao término de cada trimestre da gestação. O trabalho foi desenvolvido em 1995 por Stabin [3].

A referência foi de mulheres caucasianas gestantes (3, 6 e 9 meses) e, o objeto tinha útero e conteúdo placentário [7].

## **ADAM E EVA**

### **Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Kramer criou dois modelos simuladores adultos feminino e masculino, chamados ADAM e EVA, utilizados em pesquisas de dosimetria externa [3].

O objeto simulador EVA é proveniente da redução dos volumes do MIRD-5, as massas dos órgãos femininos foram ajustadas para acomodar os órgãos adjacentes. Por fim, os órgãos de cada sexo, como testículos, ovários, útero e seios foram incorporados nos modelos [3].

A referência de criação foi em cima de uma mulher e homem, ambos adultos caucasianos [7].

## **MCAT**

### **Desenvolvido na Universidade da Carolina do Norte, EUA**

O simulador cardíaco-torso matemático (MCAT) que abrange as estruturas e órgãos mais relevantes, foi criado por uma equipe de pesquisa sob a liderança de Tsui na Universidade da Carolina do Norte para aplicações médicas na área de exames de imagens usado na medicina nuclear como, tomografia computadorizada por emissão de fóton

único (SPECT) e tomografia por emissão de pósitrons (PET) e, esse mesmo grupo depois de um tempo criaram o primeiro objeto simulador de movimento fundamentado em superfícies NURBS [3]. O modelo foi baseado em um homem caucasiano [7].

### **Anatomical Man (CAM)**

#### **Desenvolvido na NASA (National Aeronautics and Space Administration, EUA)**

Billings e Yucker, em 1973, criaram o modelo computacional Anatomical Man (CAM) para a NASA (National Aeronautics and Space Administration) [3]. O objeto simulador era composto por 1.100 formas geométrica e 2.450 regiões sólidas. Os órgãos, ossos e medula óssea foram projetados a partir de técnicas de modelagem CSG e, um software chamado CAMERA foi igualmente desenvolvido para conduzir estudos com o objeto simulador CAM [3].

Foi referenciado em um homem adulto caucasiano da força aérea dos EUA com estatura e peso iguais a metade da população [7].

### **BEBÊ JAPONÊS**

#### **Desenvolvido no Instituto de Tecnologia de Nagoya, Japão**

Em 2008, um grupo do Instituto de Tecnologia de Nagoya criara dois simuladores para um bebê japonês de 9 meses [3]. A referência do objeto foi uma criança de três anos de idade, onde uma esfera homogênea, uma elipse representava esse bebê [7].

### **CMP**

#### **Desenvolvido no Laboratório Chave de Imagem de Partículas e Radiação em Pequim, China**

Em 2008, foi desenvolvido um modelo matemático denominado simulador matemático chinês (CMP), ele foi desenvolvido seguindo padrões de referência do Homem Asiático e do Homem de referência Chinês. O Laboratório Chave de Imagem de Partículas e Radiação em Pequim liderou esse projeto [3].

## **HOMEM COREANO**

### **Desenvolvido na Universidade Católica de Pusan em Bugok**

A Universidade Católica de Pusan, em Bugok, desenvolveu um novo modelo MIRD baseado em dados de referência do homem coreano padrão. Esse fantasma foi utilizado para representar um paciente que recebia implantes de Irídio-192 na região da próstata para tratamento de câncer [3].

## **MODELO ITN WBC**

### **Desenvolvido no Instituto Nuclear e Tecnológico de Portugal**

Simulador matemático desenvolvido no Instituto Nuclear e Tecnológico (ITN) de Portugal para replicar o modelo masculino de referência BOMAB [3]. Esse fantasma foi empregado em simulações para identificar fontes radioativas através de um dispositivo de detecção (WBC) [3]. A referência é um homem caucasiano [7].

## **BARC WBC**

### **Desenvolvido no Centro de Pesquisa Atômica Bhaba, Índia**

No Bhaba Atomic Research Centre, foi criada uma série de quatro modelos matemáticos destinados a ajustar dispositivos de segurança com o objetivo de verificar a absorção indevida de radiação no corpo humano por radionuclídeos, utilizando simuladores BOMAB [3]. A referência é um homem Indiano [7].

### **2.3.2 Simulador Tomográfico ou Voxel (1980 até os anos 2000)**

Os simuladores antropomórficos virtuais voxel, ou tomográficos, também conhecidos como simuladores de segunda geração, emergiram a partir de 1980, com o advento de novas e eficientes tecnologias, como a tomografia computadorizada, que permitiu a criação de modelos simuladores com anatomia bastante fiel a realidade proveniente do exame de imagem de uma pessoa real [3].

Nesta fase, os métodos de exames de imagens de TC (Tomografia Computadorizada) e RM (Ressonância Magnética), permitiram a visualização da anatomia interna do corpo humano que depois eram armazenadas digitalmente com uma praticidade nunca vista antes, obviamente que isso entusiasmou os estudiosos a continuarem a usar esse recurso para criação de novos simuladores voxel [3].

Xu sintetizava 84 modelos gráficos tendo como base três imagens TC e RM de modelos reais vivos ou não [3]. De acordo com a literatura, Caon descreveu 21 simuladores voxel, Zaidi e Xu descreveram 38 [3]. O número de objetos simuladores descritos por Xu eram superiores quando comparado com outros pesquisadores porque, ele fez uma investigação bibliográfica mais profunda que inclui também os objetos simuladores utilizados em práticas que utilizava-se radiação não ionizante [3].

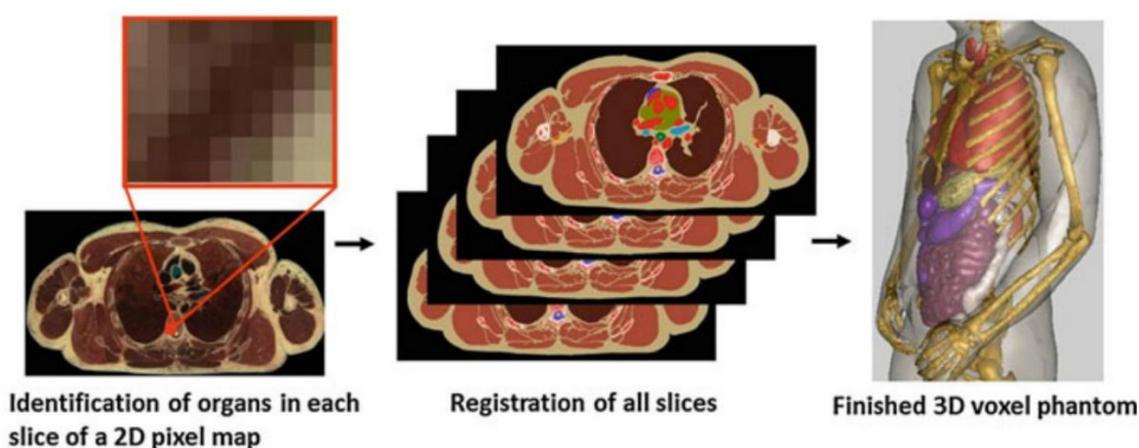
O princípio de criação dos simuladores tomográficos se baseava nos exames radiológicos de pessoas reais e, o voxel representa a unidade volumétrica do pixel da imagem [3].

Quando comparado a outras modalidades médicas que utilizam radiação ionizante, o desenvolvimento de modelos tomográficos trouxeram algumas dificuldades complexas, como: (1) Para a criação de um modelo do corpo humano as fatias de imagens devem recobrir o corpo todo, isso nem sempre acontecia por causa da exposição à radiação, e no caso da ressonância magnética a complicação estava associada ao tempo do exame que é muito demorado [3]. (2) Uma vasta gama de órgãos e tecidos precisa ser assinalado e separado para que seja feito cálculos de doses em pontos específicos, já na radioterapia só o volume do tumor e as áreas vizinhas são habitualmente delineadas [3]. (3) O volume dos dados de imagem de todo o corpo, pode ser muito grande para um computador processar [3]. (4) Um modelo padrão de um indivíduo é empregado para investigar diferentes tipos de radiação, como fótons, elétrons, nêutrons e prótons. Consequentemente, exige um maior desempenho de simulações de Monte Carlo [3].

A criação de modelos voxel difere significativamente dos estilizados. A elaboração do simulador voxel baseia-se nos dados de imagens tomográficas, que são compostas por múltiplas fatias, cada uma apresentando pixels bidimensionais da anatomia do corpo [3]. E o volume tridimensional do voxel é definido pelo produto da área do pixel pela espessura de uma fatia de imagem e, diferente dos modelos matemáticos que são reproduzidos por meio de equações quadráticas o modelo voxel é

composto por inúmeros cubos reunidos que representam diversas estruturas do corpo humano [3].

A elaboração de um simulador antropomórfico tomográfico consistia em quatro etapas principais: (1) Aquisição de imagens do corpo inteiro por meio de exames de TC, RM ou até mesmo por Fotografias [3]. (2) Determinação dos órgãos e tecidos por meio da fatia da imagem e a cada pixel era atribuído um número de classificação exclusivo [3]. (3) Determinação da composição química e da densidade dos órgãos e tecidos. (4) Unificação das fatias de imagens em um volume tridimensional, utilizada tanto para a inspeção da anatomia quanto para os cálculos de Monte Carlo [3]. A figura 9 sintetiza o que foi descrito acima.



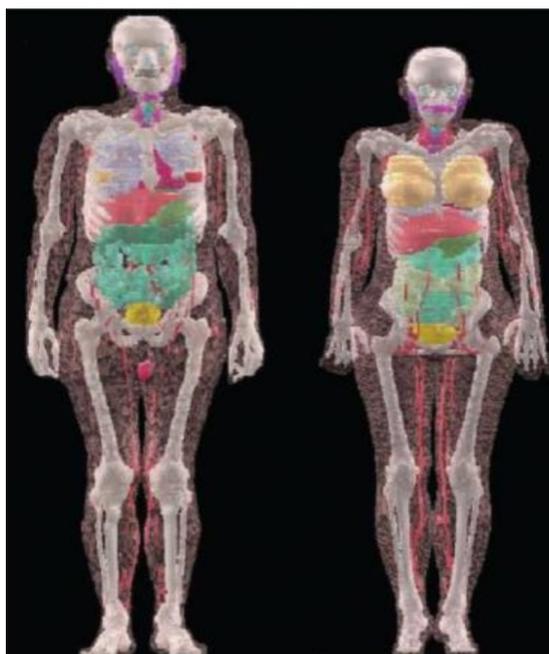
**Figura 9:** Etapas para criar um modelo voxel usando o conjunto de dados de imagens de cadáveres humanos [3].

A primeira tentativa de criar objetos simuladores por meio de imagens que seria posteriormente utilizado na dosimetria das radiações ionizantes para proteção radiológica foi documentada por S. Julian Gibbs, da Universidade Vanderbilt [3]. Nos primeiros estudos, Gibbs e sua equipe investigaram a utilização de imagens provenientes de exames de raios X para criar um objeto simulador com anatomia igual ao do indivíduo [3]. Eles utilizaram esses dados em simulações de Monte Carlo para estimar doses em pacientes que passaram por exames radiológicos tanto na área médica quanto odontológica [3].

No final do ano de 1980, Zankl e um grupo de pesquisadores da GSF (Gesellschaft für Strahlenforschung) na Alemanha, utilizaram imagens tomográficas de

peessoas saudáveis e criaram um grupo de 12 modelos voxel: BABY, CHILD, DONNA, FRANK, HELGA, IRENE, GOLEM, GODWIN, VISIBLE HUMAN, LAURA, KLARA e KATJA [3].

Os primeiros a serem criados foram os modelos adultos masculino, posterior veio os modelos adultos femininos, os pediátricos e os modelos de mulheres grávidas [3]. Os modelos GOLEM e LAURA sofreram uma correção para criação dos objetos REGINA e REX que foram publicados como os modelos de referência da ICRP [3].



**Figura 10:** Modelos de Homem e Mulher Referência Adulto, REX e REGINA [7].

Para criação desses simuladores de referência levou-se em conta: (1) informações das imagens tomográficas de pessoas com características semelhantes ao Homem de Referência e à Mulher de Referência como, altura e peso; (2) divisão dos dados das imagens, (3) redimensionamento dos voxels e as alturas dos corpos foram adaptadas aos valores de referência, (4) a massa dos esqueletos foram adequadas também aos valores padronizados, (5) mediante a adição e subtração de voxels os órgãos foram adaptados aos padrões estipulados [3].

Zubal e outros pesquisadores da Universidade de Yale publicaram em 1994, um objeto simulador de cabeça-torso que recebeu o nome de VoxelMan [3]. O modelo

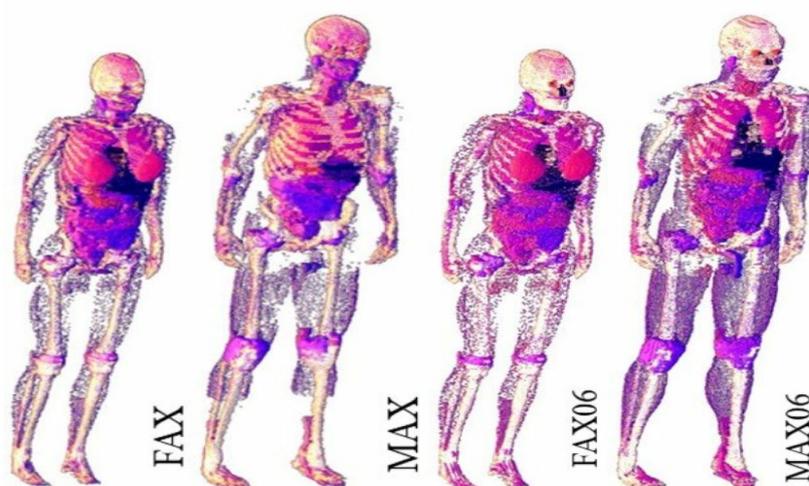
original foi utilizado para o aperfeiçoamento de imagens na área da medicina nuclear e, o aprimoramento no modelo original foram realizadas utilizando dados de uma RM do cérebro de uma pessoa [3].

As pessoas podiam baixar informações na internet sobre esse objeto simulador, tanto que ele foi batizado com o nome de “Phanton Zubal” [3]. Duas dessas pessoas que tinham permissões de acesso ao objeto simulador realizaram uma revisão nos dados iniciais para descreverem os modelos MANTISSUE3-6 e VOXTISS8, adicionando braços e pernas em duas posições distintas ao objeto simulador original [3].

Em 2003, por meio desses dados publicados na internet, Kramer e outros pesquisadores do Brasil criaram um modelo adulto masculino que recebeu o nome de MAX (Male Adult voxel). Posteriormente em 2004, criaram o modelo adulto feminino de nome FAX. Os dois objetos seguiam padrões de referência, como altura e a massa dos órgãos, estabelecidos pela ICRP-89 [3].

Em 2006, Kramer em conjunto com outro grupo de pesquisadores fizeram uma revisão dos esqueletos (osso cortical, esponjoso, medula óssea amarela e cartilagem) dos modelos MAX e FAX para estarem de acordo com as diretrizes atualizadas pela ICRP-103 [3].

Depois da revisão os modelos receberam o nome de MAX06 e FAX06. Vale ressaltar que Kramer em conjunto com outros estudiosos foram os pioneiros em desenvolver objetos simuladores tomográficos adaptáveis com a ICRP-89 [3].



**Figura 11:** Modelos FAX, MAX, FAX06 e MAX06 [12].

Através de imagens de Ressonância Magnética, no ano de 1996, Dimbylow, do National Radiological Protection Board (NRPB) (atual Health Protection Agency) no Reino Unido, descreveu a criação de um objeto simulador adulto masculino que recebeu o nome de NORMAN [3].

A altura de NORMAN era igual ao homem de referência do ICRP e foi utilizado por Dimbylow em um código de simulação de elementos finitos para calcular taxa de absorção de energia durante exposições a radiações não ionizantes [3]. Jones em 1997, utilizou o NORMAN para cálculos de doses nos órgãos que foram expostos a radiação [3].

Outro modelo adulto criado por Dimbylow baseado em imagens de RM recebeu o nome de NAOMI, ela tinha 163 cm de altura e pesava 60 kg, as medidas correspondiam a mulher de referência da ICRP, esse projeto foi criado em 2005, entretanto ela foi utilizada somente para estudos com radiação não ionizante [3]. Através do modelo NORMAN, em 2005, Ferrari e Gualdrini do ENEA-ION Istituto di Radioprotezione na Itália, desenvolveram o NORMAN-5 com o intuito de obter conhecimento das doses provenientes de radiação externa [3].

Depois de um tempo, Dimbylow combinou NAOMI com modelos de fetos estilizados elaborados por Chen com o objetivo de se formar uma coleção de modelos híbridos destinados a gestantes, esse projeto foi descrito como complexo [3].

Caon em conjunto com outros pesquisadores da Flinders University na Austrália, descreveram um modelo de torso de nome ADELAIDE desenvolvido por meio de imagens de tomografia de uma adolescente de 14 anos [3]. Por muito tempo esse modelo disponibilizou um grupo de informações relativo a meninas dessa faixa etária, e suas pesquisas ofereceram cálculos de dose em exames de tomografia computadorizada destinados a esse conjunto de pacientes [3].

Bolch e seus companheiros da Universidade da Flórida (UF), criaram uma coleção de objetos simuladores pediátricos que ganharam visibilidade em 2002 e 2006.

Os modelos variavam desde a recém-nascidos até adolescente de 15 anos [3]. Esses modelos foram divididos em grupo A e grupo B, sendo que o grupo A é formado por modelos de voxel masculino e feminino de recém-nascidos, além de crianças de

1,5,10 e 15 anos, cujas alturas, peso e massas individuais dos órgãos estão ajustados em 1% dentro dos padrões de referência da ICRP-89 [3].

Os modelos do grupo B são criados ajustando os modelos do grupo A para cima e para baixo, a fim de gerar objetos simuladores para cada faixa etária de 1 ano, desde recém-nascido até 15 anos [3]. O objetivo dessa coleção de objetos simuladores era criar um acervo com informações dos modelos que pudessem ser integrados a pacientes individuais para cálculo de dose em órgãos exclusiva para cada faixa etária [3].

No ano de 2000, Xu e seus alunos no Rensselaer Polytechnic Institute (RPI) nos Estados Unidos, descreveram o modelo voxel VIP-Man. Esse objeto simulador foi criado por meio de fotografias coloridas de um homem morto [3]. Esse homem tinha 39 anos de idade e suas fotos foram divulgadas pelo Visible Human Project (VHP) da National Library of Medicine [3]. As fotos em corte transversal tinham uma definição de pixel de  $0,33 \text{ mm} \times 9 \text{ mm} \times 0,33 \text{ mm}$ , que representava a maior resolução disponível naquele tempo, as fotos foram capturadas após cada corte de 1 mm dos tecidos em camadas [3].

O VIP-Man possuía 3,7 bilhões de voxels, as imagens verdadeiras foram reconstruídas para gerar por volta de 1.400 órgãos e tecidos, porém 80 órgãos e tecidos que foram utilizados na dosimetria das radiações ionizantes [3]. O modelo VIP-Man pesava 103 kg, e como padrão de referência da ICRP ele teve várias atribuições em pesquisa na área da medicina e da física médica [3]. Posteriormente, os mesmos pesquisadores ampliaram o objeto simulador tridimensional para ser trabalhado em superfícies NURBS [3].

Shi e Xu em 2004, apresentaram um modelo de uma gestante, criada através de imagens parciais do corpo de uma mulher com oito meses de gestação, obtidas por meio de um exame de tomografia [3]. Em 2012, o artigo sobre o modelo VIP-Man escrito por Xu e seus alunos foi mencionado muitas vezes, e tornou-se o trabalho mais buscado em pesquisas relacionadas a modelos antropomórficos virtuais [3].

Saito, do Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI) criaram o objeto simulador adulto masculino que recebeu o nome de Otoko e o objeto simulador adulto feminino Onago [3]. Um grupo de pesquisadores em conjunto com Saito criaram os modelos JM, JM2 e JF eles possuem uma espessura de fatia vertical aprimorada [3]. Os modelos foram utilizados em dosimetria das radiações ionizantes no Japão, e

posteriormente, modelo Otoko foi utilizado na determinação de coeficientes de conversão de dose para os habitantes do Japão [3].

Nagaoka em conjunto com outros pesquisadores do Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT) no Japão, descreveram o objeto simulador adulto masculino de nome TARO e o objeto simulador adulto feminino HANAKO, ambos foram criados através de imagens de ressonância magnética para serem usados em pesquisas relativo a campo eletromagnético de radiofrequência [3].

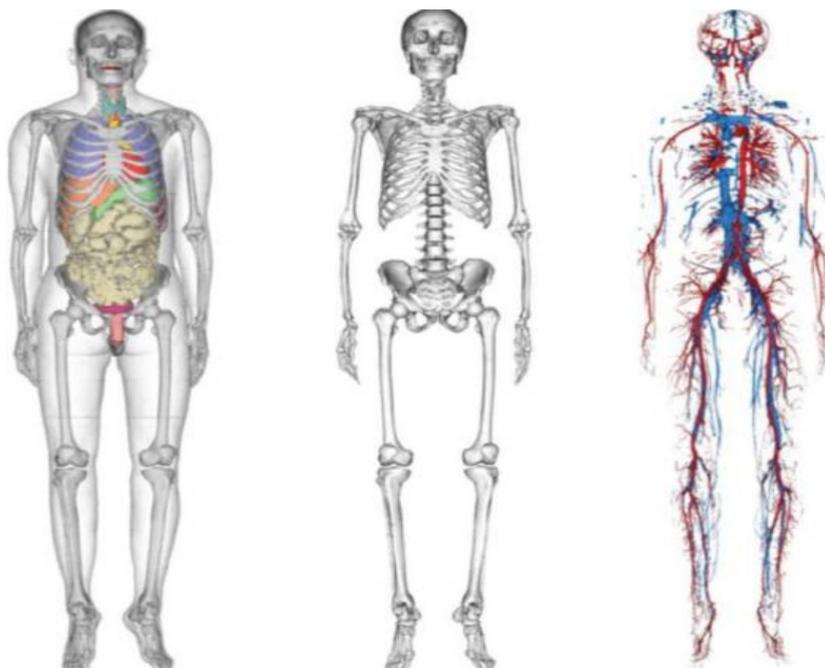
Depois de um tempo, Nagaoka e seu grupo de pesquisa, por meio da técnica FFD (deformação de forma livre) mudaram as propriedades externas do modelo adulto masculino com o objetivo de criar crianças de 3, 5 e 7 anos com deformidades [3]. Os pesquisadores disseram que a criação desses modelos deformados por meio da técnica FFD era complexa pois os órgãos não eram ajustados para valores relativo a cada idade [3].

Na Universidade Hanyang, na Coreia, foram criados diversos modelos coreanos com base em diferentes fontes de imagens: Homem Coreano (KORMAN), Homem Típico Coreano-1 (KTMAN-1), Homem Típico Coreano-2 (KTMAN-2) Coreano de Referência de Alta Definição (HDRK) e MULHER Coreana (KORWOMAN) [3]. O Coreano de Referência de Alta Definição (HDRK) foi criado através de fotos de um cadáver adulto masculino [3].

Os primeiros estudos relativos a esses modelos foram desenvolvidos pelos irmãos Lee e Kim, que no ano de 2000 na Universidade da Flórida desenvolveram artigos sobre os objetos coreanos, além de contribuir no desenvolvimento de objetos simuladores de superfície NURBS [3]. O objeto simulador KTMAN-2 utilizado por Lee e outros estudiosos foi empregado para avaliar os impactos da colimação seletiva na cefalografia [3].

Kim junto com outros colaboradores do Korea Atomic Energy Institute, criaram uma coleção de modelos voxel com distintos formatos de corpos para estimar a eficiência de detecção para dispositivos de contagem corporal total [3]. Os modelos foram projetados para substituir o objeto físico BOMAB, que não podia fornecer respostas precisas da contagem corporal em algumas pessoas por causa da variação de peso de cada indivíduo [3].

Desde 2007, três modelos de um homem adulto chinês foram documentadas: O Instituto Chinês de Proteção contra Radiação criou o modelo CNMAN através de fotos de um cadáver, e a Universidade de Ciência e Tecnologia de Huazhong desenvolveram o modelo VCH através de uma coleção diversa de fotos de cadáveres e o CVP foi criado através de imagens de Ressonância Magnética desenvolvido pela Universidade de Tsinghua [3].



**Figura 12:** Modelo VCH vista dos órgãos internos, esqueleto de corpo inteiro e sistema vascular [7].

O governo da china iniciou um trabalho que ficou conhecido como, Projeto Humano Visível que produziu vários dados de imagens de cadáveres, uns com espessura de corte de até 0,2 mm [3]. O objeto simulador que recebeu o nome de fantasma voxel chinês (CVP) foi criado por Li e outros pesquisadores no Laboratório Chave de Partículas e Imagens de Radiação em Pequim. Ele foi utilizado na determinação de coeficientes de conversão para os habitantes chineses e foi desenvolvido através de imagens de exames de ressonância magnética de um chinês, foram divididas em 23 tipos distintos de tecidos e órgãos [3].

Vários estudiosos do Instituto Nacional Francês de Saúde e Pesquisa Médica (INSERM), divulgaram uma coleção de simuladores antropomórficos virtuais de pacientes de corpo inteiro (WBPM), baseados em imagens de tomografia computadorizada [3]. Os objetos simuladores foram projetados para acomodar distintas posições de tratamento radioterápico além de, pessoas de ambos os sexos e idades. Alzier e seus colegas criaram um software para reunir informações dos pacientes e modificar a anatomia do objeto simulador a fim de alinhar-se a anatomia do paciente [3].

Em 2009, o ICRP lançou a Publicação 110, que detalha a criação e a aplicação dos simuladores virtuais ICRP do Homem de Referência e da Mulher de Referência [3]. Os dois modelos foram desenvolvidos a partir de imagens de indivíduos reais, mantendo, no entanto, a consistência com os padrões estabelecidos na ICRP-89 para homens e mulheres referente a anatomia e fisiologia [3].

Os modelos de referência foram desenvolvidos a partir de modificações nos objetos Golem e Laura que tinham altura e peso iguais aos valores de referência [3]. Mantendo fiel a anatomia, as massas dos órgãos dos dois objetos simuladores foram modificadas de acordo com as informações do ICRP do Homem de Referência adulto e da Mulher de Referência [3].

O ICRP-110 representou um avanço significativo no estabelecimento de padrões para os simuladores virtuais [3]. Contudo, os métodos usados na criação desses modelos de voxel foram trocados por outros métodos mais modernos [3]. O modelo NUDEL (Numerical model) foi criado por Ferrari para ser aplicado em dosimetria das radiações ionizantes para proteção radiológica [3]. A sua criação foi baseada em informações de tomografia computadorizada de um objeto simulador físico de nome AMOS (Anthropomorphic Model for dosimetric Studies) [3]. Foram realizados cálculos através do código MCNPX e comparados com resultados fornecidos de outros modelos voxel para diferentes tipos de exposição à radiação [3].

Patni e um grupo de colaboradores do Bhabha Atomic Research Centre na Índia, divulgaram dados sobre coeficientes de conversão de dose derivados dos modelos adultos do ICRP [3]. A pesquisa ajustou os objetos simuladores para utilização no código de Monte Carlo FLUKA e determinou coeficientes de conversão de dose em 9 órgãos distintos [3].

Devido a um acidente radioativo que ocorreu na América do Sul no ano de 2009 levou a criação de um modelo voxel com o intuito de estimar as doses de radiação na pessoa que foi exposta [3]. Pesquisadores do Instituto de Proteção Radiológica e Segurança Nuclear (IRSN) em conjunto com Courageot, transformaram imagens de tomografia em um modelo voxel utilizando o instrumento Simulação de Acidente de Fonte Externa com Imagens Médicas (SESAME) [3].

A dose foi estimada por meio do código MCNPX e foi utilizada na terapia do indivíduo. O grupo de pesquisadores descreveram o SESAME (Simulation of External Source Accident with Medical Images) eficaz pois, aceita o uso da técnica de NURBS na representação da posição e estrutura do indivíduo [3].

Tung e outras pessoas da Universidade Chang Gung de Taiwan, criaram um modelo voxel do Adulto Taiwanês de Referência. Foram utilizadas imagens tomográficas de trinta pessoas taiwaneses que por meio do software 3D-Doctor sofreram uma revisão, posterior a isso elas tinham de obedecer a padrões de referência para que o objeto simulador fosse construído [3].

Pesquisadores do MATSIM (Multi-Agent Transport Simulation) no Instituto Austríaco de Tecnologia lideraram estudos de simulação numérica para os efeitos da radiação baseados em campos extraterrenos [3]. Eles desenvolveram o modelo através do FLUKA Monte Carlo e de imagens tomográficas de um objeto simulador físico de nome RANDO. No MATSIM o objeto foi separado no tronco e na cabeça e, o trabalho ficou dentro de uma margem de desvio padrão aceitável [3].

A Universidade da Flórida (UF) no ano de 2011, divulgou dados de uma pesquisa sobre dosimetria eletrônica utilizando um simulador híbrido adulto masculino. Foram feitas simulações com emissões de elétrons monoenergéticos com energias de 10 keV a 10 MeV, com foco especial na medula óssea [3]. Os tecidos musculares foram incorporados a partir de imagens tomográficas de todo o corpo com resolução de 1 mm. As pesquisas mostraram-se consistentes com os resultados médios de fração absorvida para tecidos musculares apresentados no ICRP-110, porém divergiram dos obtidos com o software de dosimetria [3].

Pesquisadores do Irã e do Japão trabalharam em conjunto na criação de um objeto simulador de um órgão característico para uma etnia, desenvolveram um fígado masculino japonês [3]. O objetivo era criar uma modelo de órgãos próprio para

determinada etnia, visando aplicações em várias áreas da física médica [3]. O fígado foi elaborado por meio do objeto simulador Zubal e de 35 imagens tomográficas de homens de origem oriental.

O trabalho foi criado a partir de um cálculo de ajuste que possibilitou que a anatomia humana do objeto fosse semelhante a realidade e proporcionando valores estatísticos aplicados na medicina nuclear [3].

### **2.3.2.2 Objetos Simuladores**

#### **MODELO DE GIBBS**

##### **Desenvolvido na Universidade Vanderbilt, EUA**

Criado por S. Julian Gibbs, da Universidade Vanderbilt. Foi baseado em imagens do cadáver de uma mulher caucasiana e o modelo possui cabeça e tronco e extremidades proximais [7].

#### **REGINA E REX**

##### **Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Os modelos GOLEM e LAURA sofreram uma correção para criação dos objetos REGINA e REX que foram publicados como os modelos de referência da ICRP [3]. O objeto Regina foi baseado em uma mulher caucasiana de 43 anos de idade e o objeto REX foi baseado em um homem caucasiano de 38 anos diagnosticado com leucemia [7]. Dados extraídos de tomografia computadorizada.

No final do ano de 1980, Zankl e um grupo de pesquisadores da GSF (National Research Center for Environment and Health) na Alemanha, utilizaram imagens tomográficas de pessoas saudáveis e criaram um grupo de 12 modelos que estão listados abaixo [3].

**BABY****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de cadáveres de bebês na sua criação. O objeto tinha 57 cm de altura e peso de 4,2 kg [7].

**CHILD****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma criança caucasiana de 7 anos de idade diagnosticada com leucemia. O objeto tinha 115 cm de altura e 21,7 kg [7].

**DONNA****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana de 40 anos de idade. O objeto representava todo o corpo sendo sua altura 176 cm e peso de 79 kg [7].

**FRANK****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de um caucasiano de 48 anos de idade e desenvolveram o modelo de cabeça o tronco [7].

**HELGA****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana de 26 anos de idade. O objeto era representação do corpo partindo da coxa até a cabeça [7].

**IRENE****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana de 32 anos. O objeto era representação de todo o corpo com altura de 163 cm e peso de 51 kg [7].

**GOLEM****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano de 38 anos de idade. Peso e altura eram segundo o padrão de referência da ICRP-23 [7].

**GODWIN****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano de 38 anos. O objeto veio de alterações do GOLEM para que estivesse em acordo com a ICRP-89 [7].

**VISIBLE HUMAN****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de um caucasiano morto de 39 anos de idade. O objeto era representação do corpo partindo da cabeça até os joelhos [7].

**LAURA****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana de 43 anos de idade. O objeto tinha 167 cm de altura e 59 kg [7].

**KLARA****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens tomográficas de uma caucasiana de 43 anos. O objeto foi criado a partir do objeto LAURA com alterações para se adequar a ICRP-89 [7].

**KATJA****Desenvolvido no GSF, Alemanha**

Utilizaram imagens de ressonância magnética de uma caucasiana gestante na 24ª semana de gravidez. O objeto representava uma gestante que foi criada a partir de alterações do modelo REGINA e de imagens das regiões cervicais e abdominais [3].

**ZUBAL****Desenvolvido na Universidade de Yale, EUA**

Zubal e outros pesquisadores da Universidade de Yale publicaram em 1994, um objeto simulador de cabeça-torso que recebeu o nome de VoxelMan [3]. Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano e o objeto representava a cabeça e o tronco [7].

**MANTISSUE3-6****Desenvolvido na Universidade de Yale, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano. O objeto teve braços e pernas do Projeto Humano Visível adicionado ao modelo Zubal [7].

## **VOXTISS8**

### **Desenvolvido na Universidade de Yale, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano. O objeto teve braços e pernas adicionado em duas posições distintas ao objeto simulador original [7].

## **MAX**

### **Desenvolvido na Universidade Federal de Pernambuco, Brasil**

Kramer e outros pesquisadores do Brasil criaram um modelo adulto masculino que recebeu o nome de MAX (Male Adult voXel) [3]. Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano e o objeto foi fundamentado no VOXTISS8 e modificado para o homem de referência da ICRP-89 [7].

## **FAX**

### **Desenvolvido na Universidade Federal de Pernambuco, Brasil**

Em 2004, criaram o modelo adulto feminino de nome FAX. O objeto seguia padrões de referência, como altura e a massa dos órgãos, estabelecidos pela ICRP-89 [3].

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana. O tronco e o pescoço do objeto eram provenientes da tomografia de uma mulher de 37 anos, pernas e pés era de uma idosa de 62 anos e a cabeça e pernas vieram do MAX [7].

Em 2006, Kramer em conjunto com outro grupo de pesquisadores fizeram uma revisão dos esqueletos (osso cortical, esponjoso, medula óssea amarela e cartilagem) dos modelos MAX e FAX para estarem de acordo com as diretrizes atualizadas da ICRP-103 [3]. Depois da revisão os modelos receberam o nome de MAX06 e FAX06.

**MAX06****Desenvolvido na Universidade Federal de Pernambuco, Brasil**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem caucasiano. O objeto é proveniente do MAX tiveram sua estrutura óssea melhorada para se enquadrarem melhor no padrão de homem referência da ICRP-89 [7].

**FAX06****Desenvolvido na Universidade Federal de Pernambuco, Brasil**

Utilizaram imagens tomográficas de uma mulher caucasiana. O objeto é proveniente do FAX e assim como o MAX06 sua estrutura óssea foi aperfeiçoada para seguir padrões da ICRP-89 [7].

**NORMAN****Desenvolvido na Health Protection Agency, Reino Unido**

Através de imagens de Ressonância Magnética, no ano de 1996, Dimbylow, do National Radiological Protection Board (NRPB) (atual Health Protection Agency) no Reino Unido, descreveu a criação de um objeto simulador adulto masculino que recebeu o nome de NORMAN [3].

Utilizaram imagens de um homem caucasiano, e o objeto possuía 10 conjuntos de costelas [7].

O modelo voxel tinha altura de 176 cm pesava 73 kg, composto por 8,3 milhões de voxels no corpo classificados em 37 tipos de tecido [14].

## **NAOMI**

### **Desenvolvido na Health Protection Agency, Reino Unido**

Outro modelo adulto criado por Dimbylow baseado em imagens de RM recebeu o nome de NAOMI, ela tinha 163 cm de altura e pesava 60 kg, as medidas correspondiam a mulher de referência da ICRP [3].

## **NORMAN-5**

### **Desenvolvido na Health Protection Agency, Reino Unido**

Através do modelo NORMAN, em 2005, Ferrari e Gualdrini do ENEA-ION Istituto di Radioprotezione na Itália, desenvolveram o NORMAN-5 com o intuito de obter conhecimento das doses provenientes de radiação externa [3]. Modelo criado através de imagens de ressonância magnética de um caucasiano [7].

## **MODELOS HIBRIDOS DE GESTANTES**

### **Desenvolvido na Health Protection Agency, Reino Unido**

Depois de um tempo, Dimbylow combinou NAOMI com modelos de fetos estilizados elaborados por Chen com o objetivo de se formar uma coleção de modelos híbridos destinados a gestantes, esse projeto foi descrito como complexo [3]. Os objetos foram criados por meio de representações matemáticas e imagens de ressonância magnética de mulheres com 8, 13, 26 e 38 semanas de gravidez [7].

## **ADELAIDE**

### **Desenvolvido na Flinders University, Austrália**

Caon em conjunto com outros pesquisadores da Flinders University na Austrália, descreveram um modelo de torso, de nome ADELAIDE, desenvolvido por meio de imagens de tomografia computadorizada de uma adolescente de 14 anos [3].

## **UF 2 MESES**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um cadáver bebê de 6 meses, caucasiano. Criaram um objeto masculino de um recém-nascido de 2 meses que representava uma criança enferma [7].

## **UF RECÉM-NASCIDO**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um cadáver caucasiana de 6 dias de vida. Os pulmões do objeto eram baseados em TC de um bebê de 1 mês de vida e as glândulas suprarrenais baseadas em imagens TC de um menino de 2 meses de idade [7].

## **UF SÉRIE A 5 MODELOS**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um bebê do sexo masculino com 9 meses de vida e de adolescentes de 11 e 14 anos do sexo masculino, e meninas de 4 e 8 anos de idade [7]. Os objetos não possuíam braços e nem pernas [7].

## **UF SÉRIE B 5 MODELOS**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

Utilizaram imagens tomográficas de um bebê do sexo masculino com 9 meses de vida e de adolescentes de 11 e 14 anos do sexo masculino, e meninas de 4 e 8 anos de idade [7]. Os objetos foram baseados nos modelos da série A da UF. Para criar os braços e pernas usaram imagens tomográficas de um coreano e as massas dos órgãos estavam em acordo com os padrões da ICRP-89 [7].

## **VIP-Man**

### **Desenvolvido no Rensselaer Polytechnic Institute (RPI), EUA**

No ano de 2000, Xu e seus alunos no Rensselaer Polytechnic Institute (RPI) nos Estados Unidos, descreveram o modelo voxel VIP-Man. Esse objeto simulador foi criado por meio de fotografias coloridas de um homem morto [3].

Esse homem tinha 39 anos de idade e suas fotos foram divulgadas pelo Visible Human Project (VHP) da National Library of Medicine [3].

O VIP-Man possuía 3,7 bilhões de voxels, as imagens verdadeiras foram reconstruídas para gerar por volta de 1.400 órgãos e tecidos, porém 80 órgãos e tecidos que foram utilizados na dosimetria das radiações ionizantes [3]. O modelo VIP-Man pesava 103 kg, e como padrão de referência da ICRP ele teve várias atribuições em pesquisa na área da medicina e da física médica [3].

## **MULHER GESTANTE**

### **Desenvolvida no Rensselaer Polytechnic Institute (RPI), EUA**

Shi e Xu em 2004, apresentaram um modelo de uma gestante, criada através de imagens parciais do corpo de uma mulher com oito meses de gestação, obtidas por meio de um exame de tomografia [3].

## **OTOKO**

### **Desenvolvido no Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI), Japão**

Saito, do Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI) criaram o objeto simulador adulto masculino que recebeu o nome de Otoko [3]. Os modelos foram utilizados em dosimetria das radiações ionizantes no Japão, e posteriormente, modelo Otoko foi utilizado na determinação de coeficientes de conversão de dose para os habitantes do Japão [3]. Foram criados através de imagens tomográficas de pessoas japonesas [7]. O objeto voxel tinha altura de 170 cm e pesava 65 kg [7].

## **ONAGO**

### **Desenvolvido no Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI), Japão**

Objeto simulador adulto feminino Onago criado por Saito [3]. Foi criado através de imagens tomográficas de uma mulher japonesa e o objeto tinha 162 cm de altura e 57 kg [7].

Um grupo de pesquisadores em conjunto com Saito criaram os modelos JM, JM2 e JF por meio de imagens tomográficas, e eles possuem uma espessura de fatia vertical aprimorada [3].

## **JM**

### **Desenvolvido no Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI), Japão**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem japonês de 54 anos. O objeto foi baseado em uma tomografia em posição supina [7].

## **JM2**

### **Desenvolvido no Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI), Japão**

Utilizaram imagens tomográficas de um homem japonês de 54 anos. O objeto foi criado em postura ereta [7].

**JF****Desenvolvido no Instituto Japonês de Pesquisa de Energia Atômica (JAERI), Japão**

Utilizaram imagens tomográficas de mulher japonesa. O objeto tinha altura de 152 cm e 44 kg [7].

**TARO****Desenvolvido no Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT), Japão**

Nagaoka em conjunto com outros pesquisadores do Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT) no Japão, descreveram o objeto simulador adulto masculino de nome TARO e foi criado através de imagens de ressonância magnética para ser usado em pesquisas relativo a campo eletromagnético de radiofrequência [3].

O objeto foi baseado em um homem japonês de 22 anos de idade. Sua altura era de 171 cm e 65 kg.

**HANAKO****Desenvolvido no Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT), Japão**

Nagaoka em conjunto com outros pesquisadores do Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT) no Japão, descreveram o objeto simulador adulto feminino HANAKO, ela foi criada através de imagens de ressonância magnética para ser usada em pesquisas relativo a campo eletromagnético de radiofrequência [3]. O objeto foi baseado em uma japonesa de 22 anos. O objeto tinha altura de 159 cm e peso 52,6 kg, esses padrões tinha o intuito de representar mulheres de 30 anos [7].

## **CRIANÇAS DEFORMADAS**

### **Desenvolvido no Instituto Nacional de Tecnologia da Informação e Comunicação (NIICT), Japão**

Depois de um tempo, Nagaoka e seu grupo de pesquisa, por meio da técnica FFD (deformação de forma livre) mudaram as propriedades externas do modelo adulto masculino TARO com o objetivo de criar crianças de 3, 5 e 7 anos com deformidades [3].

### **Homem Coreano (KORMAN)**

#### **Desenvolvido na Universidade Hanyang, Coreia do Sul**

Foi criado através de imagens de ressonância magnética de um coreano de 30 anos de idade. A altura e o peso desse objeto eram considerados na média [7].

### **MULHER Coreana (KORWOMAN)**

#### **Desenvolvido na Universidade Hanyang, Coreia do Sul**

Utilizaram imagens de ressonância magnética de uma coreana de 35 anos de idade. O objeto representava peso e altura nas médias da população coreana e as suas pernas foram criadas a partir de informações do Visible Human Project [7].

### **KTMAN-1**

#### **Desenvolvido na Universidade Hanyang, Coreia do Sul**

Utilizaram imagens de ressonância magnética de um coreano de 25 anos. O objeto Homem Típico Coreano-1, tinha 172 cm de altura e 65 kg de peso, ele não possuía braços [7].

### **KTMAN-2**

#### **Desenvolvido na Universidade Hanyang, Coreia do Sul**

O objeto foi criado por meio de imagens tomográficas de um coreano de 35 anos. O objeto Homem Típico Coreano-2, tinha 172 cm de altura e pesava 68 kg [7].

O objeto simulador KTMAN-2 utilizado por Lee e outros estudiosos foi empregado para avaliar os impactos da colimação seletiva na cefalografia [3].

## **HDRK**

### **Desenvolvido na Universidade Hanyang, Coreia do Sul**

O Coreano de Referência de Alta Definição (HDRK) foi criado através de fotos de um cadáver adulto masculino [3]. O objeto coreano criado para representar dados da população e usado no projeto humano visível [7].

## **MODELO VOXEL FOTOGRÁFICO**

### **Desenvolvido no Instituto de Pesquisa de Energia Atômica da Coreia, Coreia do Sul**

Kim junto com outros colaboradores do Korea Atomic Energy Institute, criaram uma coleção de modelos voxel com distintos formatos de corpos para estimar a eficiência de detecção para dispositivos de contagem corporal total [3]. Usaram fotos de coreanos adultos e o objeto foi moldado de forma homogênea [7].

## **HOMEM CNMAN**

### **Desenvolvido no Instituto Chinês de Proteção contra Radiação, China**

O Instituto Chinês de Proteção contra Radiação criou o modelo CNMAN através de fotos de um cadáver de um homem chinês [3]. O objeto foi utilizado no projeto humano visível [7].

## **VCH**

### **Desenvolvido na Universidade de Ciência e Tecnologia de Huazhong, China**

A Universidade de Ciência e Tecnologia de Huazhong desenvolveram o modelo VCH através de uma coleção diversa de fotos de cadáveres [3]. Esse objeto foi usado no projeto humano visível [7].

## **CVP**

### **Desenvolvido na Universidade de Tsinghua, China**

O objeto CVP foi criado através de imagens de Ressonância Magnética de um indivíduo chinês desenvolvido na Universidade de Tsinghua [3]. Foi criado por Li e outros pesquisadores e utilizado na determinação de coeficientes de conversão para os habitantes chineses [3]. O objeto possuía 23 tipos distintos de tecidos e órgãos [3].

## **WBPM**

### **Desenvolvido no Instituto Nacional Francês de Saúde e Pesquisa Médica (INSERM), França**

Vários estudiosos do Instituto Nacional Francês de Saúde e Pesquisa Médica (INSERM), divulgaram uma coleção de simuladores antropomórficos virtuais de pacientes de corpo inteiro (WBPM), baseados em imagens de tomografia computadorizada [3].

Os objetos simuladores foram baseados em um homem de 27 anos de idade, uma mulher 52 anos e duas crianças de 3 anos de idade [7]. São 4 modelos para diversas idades e sexo, foram utilizados em tratamentos radioterápicos [7].

## **NUDEL (Numerical model)**

### **Desenvolvido no ENEA, Itália**

O modelo NUDEL (Numerical model) foi criado por Ferrari para ser aplicado em dosimetria das radiações ionizantes para proteção radiológica [3]. A sua criação foi

baseada em informações de tomografia computadorizada de um objeto simulador físico de nome AMOS (Anthropomorphic MOdel for dosimetric Studies) [3].

## **MODELO VOXEL PERSONALIZADO**

**Desenvolvido no Instituto de Proteção Radiológica e Segurança Nuclear (IRSN), França**

Devido a um acidente radioativo que ocorreu na América do Sul no ano de 2009 levou a criação de um modelo voxel com o intuito de estimar as doses de radiação na pessoa que foi exposta [3]. Objeto criado através de imagens tomográficas de um homem da América Latina com o intuito de representá-lo pós o acidente radioativo [7].

## **ADULTO TAIWANÊS**

**Desenvolvido na Universidade Chang Gung, Taiwan**

Tung e outras pessoas da Universidade Chang Gung de Taiwan, criaram um modelo voxel do Adulto Taiwanês de Referência. Foram utilizadas imagens tomográficas de trinta pessoas taiwaneses [3]. O objeto representava o corpo feminino de altura de 1,52 cm e peso de 50 kg [7].

## **MATSIM**

**Desenvolvido no Instituto Austríaco de Tecnologia, Áustria**

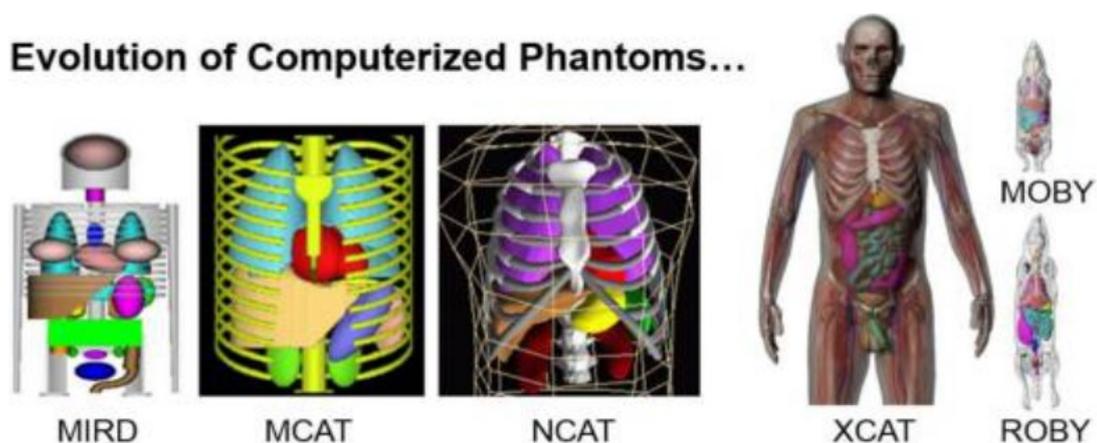
Pesquisadores do MATSIM (Multi-Agent Transport Simulation) no Instituto Austríaco de Tecnologia lideraram estudos de simulação numérica para os efeitos da radiação baseados em campos extraterrenos [3]. Eles desenvolveram o modelo através do FLUKA Monte Carlo e de imagens tomográficas de um objeto simulador físico de nome RANDO [3].

### 2.3.3 Simulador MESH ou BREP (2000 até o presente)

Os simuladores da terceira geração são aqueles desenvolvidos a partir do ano 2000 até os dias atuais [3]. Eles são desenvolvidos a partir de métodos de modelagem de superfícies conhecidos como, BREP, NURBS e MESH [3].

Vários estudiosos reportaram a criação de 183 modelos fundamentados em BREP (Boundary Representation) cuja tradução é, representação de limites. Segars foi o primeiro a detalhar o uso dos métodos de modelação utilizando NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) em sua dissertação de doutorado na Universidade da Carolina do Norte [3]. O modelo de tronco cardíaco (NCAT) foi criado através de imagens tomográficas de um indivíduo real, e então foi revisado para uma versão mais detalhada, capaz de representar os batimentos do coração e o ciclo respiratório [3].

O objeto NCAT atualizado foi fundamentado em NURBS e simulava o coração em movimento e estava embasado em sequencias de imagens de RM (ressonância magnética) de uma pessoa registradas em 4D que foram anotadas no software SURFdriver [3]. Contudo, Segars desenvolveu um aplicativo que alterava os batimentos cardíacos a fim de corrigir erros no próprio estudo [3]. O NCAT foi utilizado em diversos estudos na física médica inclusive na medicina nuclear com o objetivo de aprimorar as imagens de exames SPECT do musculo do coração, chamado miocárdio, além de ter contribuído na criação do modelo 4D de nome MOBY [3].

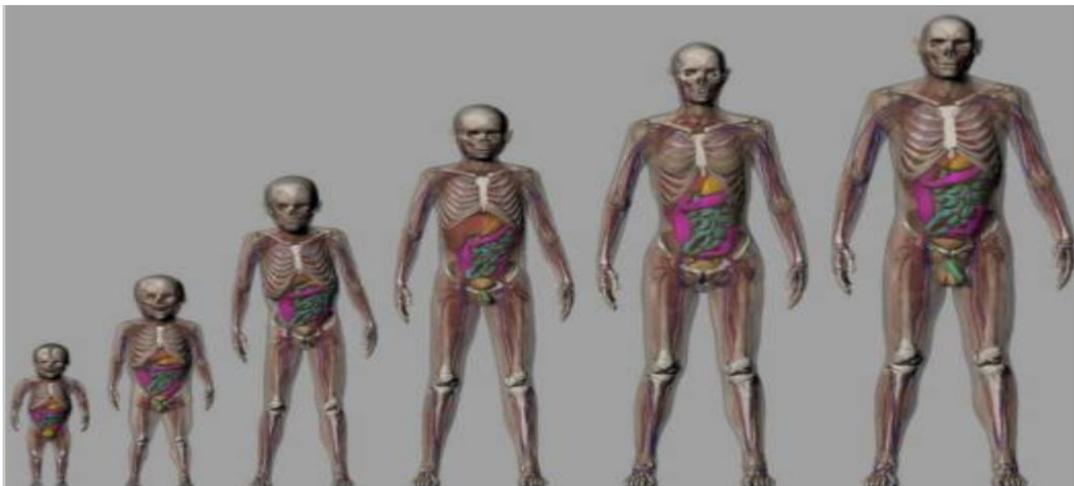


**Figura 13:** O Modelo MIRD e os objetos simuladores MCAT, NCAT, XCAT, MOBY e ROBY [7].

A coleção de modelos 4D extended cardiac-torso (XCAT) foi criada posteriormente como a nova versão do 4D NCAT [3]. A coleção conta com detalhes reais das estruturas anatômicas e fisiológicas do corpo [3]. Os modelos XCAT possuem estruturas anatômicas femininas e masculinas baseadas em informações do Visible Male and Female [3]. Os batimentos cardíacos e o ciclo respiratório foram aprimorados no modelo XCAT [3]. Segars realizou simulações de PET, SPECT e TC a fim de mostrar aplicações desses objetos [3].

O NCAT e o XCAT foram utilizados por diversos pesquisadores com o objetivo de estudar doses de radiação em exames de raios X e em procedimentos radioterápicos [3]. Um grupo de pesquisadores desenvolveram uma atualização do coração do XCAT para ampliar a variedade de doenças cardíacas que podem ser investigados utilizando o objeto simulador [3].

Tward e outros colaboradores da Universidade John Hopkins criaram a coleção de objetos pediátricos em cima do modelo adulto XCAT [3]. Eles utilizaram uma implementação em MATLAB (software para cálculos) do mapeamento métrico difeomórfico de grande deformação (LDDMM) para adaptar o XCAT de modo a alinhar-se as informações de referência dos objetos pediátricos [3]. Usaram o LDDMM multicanal para considerar cada órgão como uma imagem isolada, unidas por um mesmo fundo [3]. Um programa algorítmico foi criado para alterar o objeto XCAT, permitindo a geração de 24 indivíduos pediátricos masculino, cada um com 8 órgãos [3]. Na figura 14 tem uma representação família do modelo XCAT.

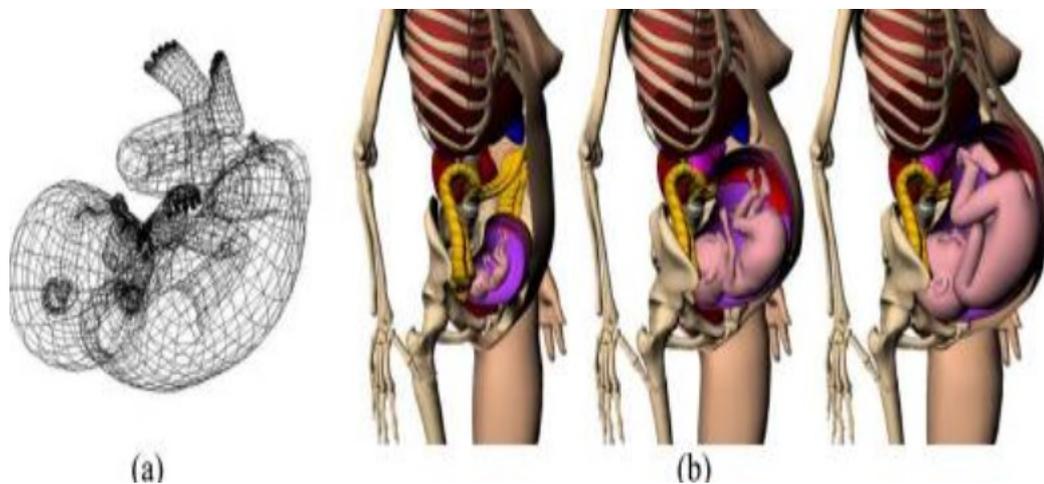


**Figura 14:** Família Modelo XCAT mostrando idades entre recém-nascidos a crianças 12 anos e indivíduos adultos [7].

Em 2005, alguns pesquisadores, em colaboração com Xu, empregaram o modelo VIP-Man em uma simulação do sistema respiratório, utilizando os dados de controle de movimentação respiratória do modelo NCAT [3]. O objeto 4D VIP-Man foi utilizado no preparo das seções de radioterapia para pessoas com tumor no pulmão [3].

Em 2007, os mesmos pesquisadores utilizaram o método BREP para descreverem uma coleção de objetos que representava uma gestante e seu feto nos estágios finais de gestações de 3, 6 e 9 meses [3]. Os modelos, foram determinados por malhas poligonais proveniente de dados isolados da anatomia de uma mulher não gestante, de imagens tomográficas de uma gestante de 7 meses e do molde de malha do feto [3].

E por meio de um software comercial especializado os espaços dos órgãos foram adaptados no modelo de malha [3]. Esse trabalho foi eleito uns dos 10 melhores de 2007 pela revista *Physics in Medicine and Biology* [3]. A figura 15 mostra a representação da gestante e mostra o modelo do feto de 9 meses feito pela técnica de malhas poligonais.

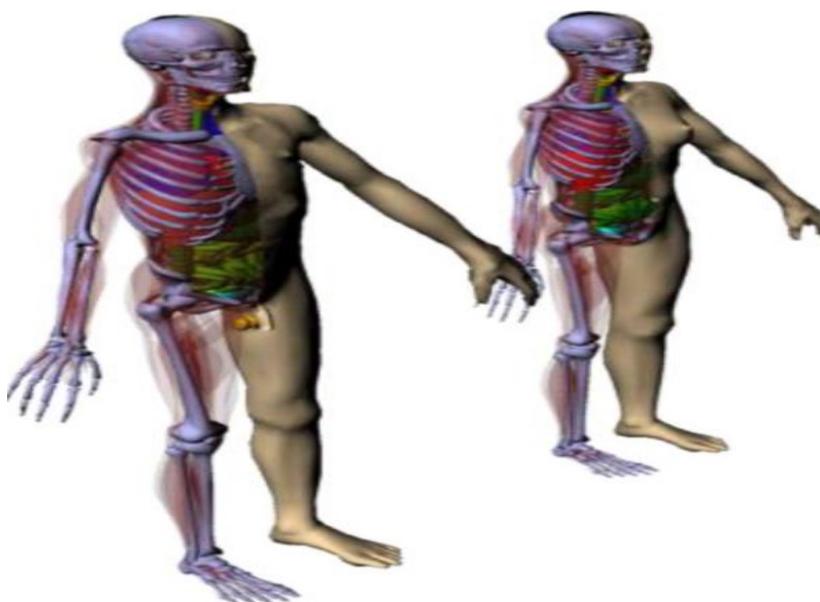


**Figura 15:** Modelo RPI-P para Gestantes: (a) Geometria BREP de um feto de 9 meses em forma de malha. (b) A mãe e o feto apresentando os períodos gestacionais de 3, 6 e 9 meses [7].

Na mesma linha de pesquisa Xu e seu grupo de colaboradores desenvolveram em 2008 os objetos simuladores RPI Adult Male and Female [3]. Esses modelos foram padronizados de acordo com a ICRP-89, relatando 70 órgãos e 45 ossos (osso cortical, esponjoso e cavidades) e músculos [3]. Diversos algoritmos de software foram criados para serem utilizados na identificação de órgãos sobrepostos, utilizando aproximadamente 126 grupos de malhas triangulares. Os objetos simuladores RPI Adult Male and Female são modelos BREP fundamentados em malha [3].

O objeto simulador feminino foi utilizado para desenvolver modelos de mulheres com diversos tamanhos de seios inseridas em seus locais de trabalho, visando investigar o impacto desse critério na determinação da quantidade de dose de radiação absorvida nos pulmões [3]. Os objetos simuladores de malha precisaram ser transformados em voxels para serem compatíveis com códigos de Monte Carlo que operam exclusivamente com modelos CSG [3]. O RPI Adult Male and Female são ilustrados na figura 16.

Ding e seus colegas de pesquisa, alteraram o RPI Adult Male and Female e desenvolveram 10 modelos obesos com o objetivo de aprimorar a eficiência da imagem e o controle de dose em indivíduos acima do peso [3]. Os modelos obesos foram utilizados na estimativa de doses, revelando que a dose para pacientes acima do peso apresentou uma diferença significativa em relação a dose estimada para modelos com peso normal [3].



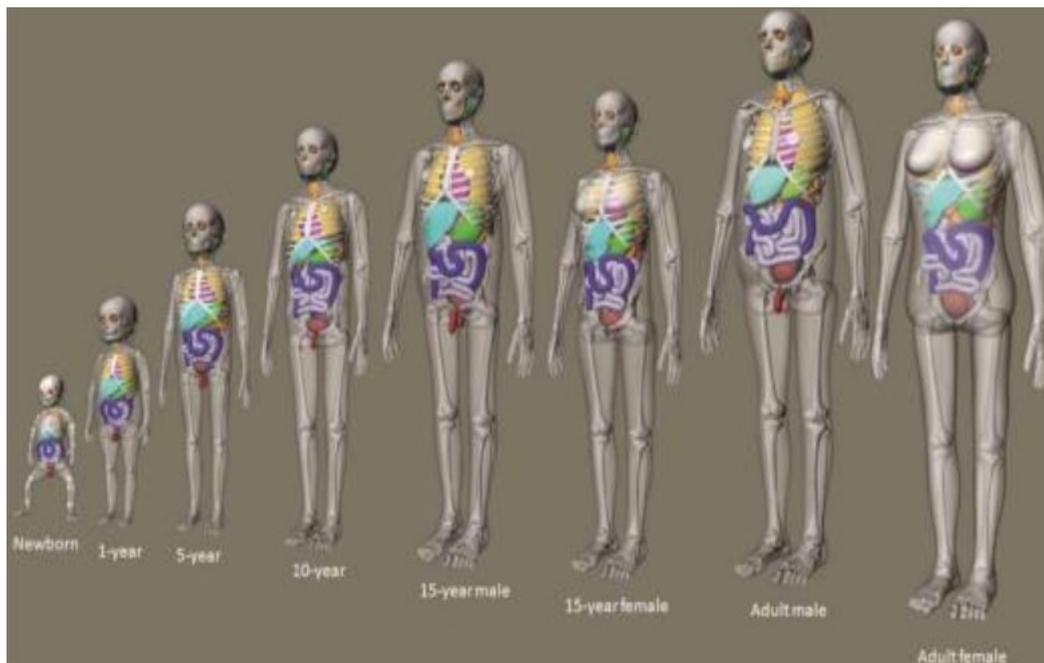
**Figura 16:** Modelos RPI do Homem adulto e Mulher adulta fundamentados em malha triangular [7].

Taranenko e Xu utilizaram a coleção de modelos de mulheres grávidas (RPI pregnant female) para determinar coeficientes de conversão para fetos por meio da exposição a feixes de prótons monoenergéticos [3]. Por meio do MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) foram realizadas simulações para 12 níveis de energia distintos, com variação de 100 MeV a 100 GeV, em 6 arranjos distintos [3]. Gu e outros pesquisadores utilizaram também os modelos RPI Pregnant Female para determinar doses em exames de tomografia computadorizada multidetectores (MDCT) [3]. Os objetos simuladores e o MDCT foram acoplados no MCNPX e assim puderam verificar que os perfis de dose indicaram que o risco para a gestante ou para o feto era mínimo [3].

Nos anos de 2007 e 2008, Bolch e pesquisadores da Universidade da Florida, publicaram seus estudos sobre os chamados modelos híbridos masculinos e femininos, representando pessoas recém-nascido (UF00M e UF00F) e adolescentes de 15 anos (UF15M e UF15F) [3].

Eles desenvolveram a coleção de modelos BREP, denominados UFH-NURBS, seguindo esses passos: (1) Fizeram uma reconstrução das imagens tomográficas do indivíduo, e por meio delas foram desenvolvidas malhas poligonais [3]. (2) As malhas foram transformadas em modelos NURBS por meio de um software, e foram feitas extrações de limites das malhas poligonais e assim produziram as superfícies NURBS usando um instrumento de software de nome lofting [3]. Foi por meio de modelagem NURBS que ajustaram os órgãos para ficarem padronizados com as exigências da ICRP-89 [3].

Em resumo, os modelos são BREP fundamentados em NURBS, parecidos com os que foram criados por Segars e seus colaboradores [3]. Os objetos simuladores NURBS passaram pelo processo de voxelização para serem usados em cálculos de Monte Carlo e para isso eles precisaram transferir os modelos NURBS novamente para redes poligonais [3]. A figura 17 mostra os modelos híbridos da UF.



**Figura 17:** Modelos da Família UF criados a partir de técnicas BREP [7].

No ano de 2011, Maynard e outros estudiosos da Universidade da Florida criaram um grupo de objetos fetais fundamentados em NURBS [3]. Os simuladores foram desenvolvidos por meio de imagens tomográficas e de ressonância magnética de fetos variando entre 10 e 30 semanas e foram adaptas aos padrões de diretrizes já existentes [3]. Os tecidos e órgãos foram seccionados por meio do software 3D-Doctor e alterado em camadas de redes poligonais, em seguida foram levados para um software de modelagem chamado Rhinoceros 3D para integração de superfícies NURBS e alinhar adequadamente os objetos simuladores [3].

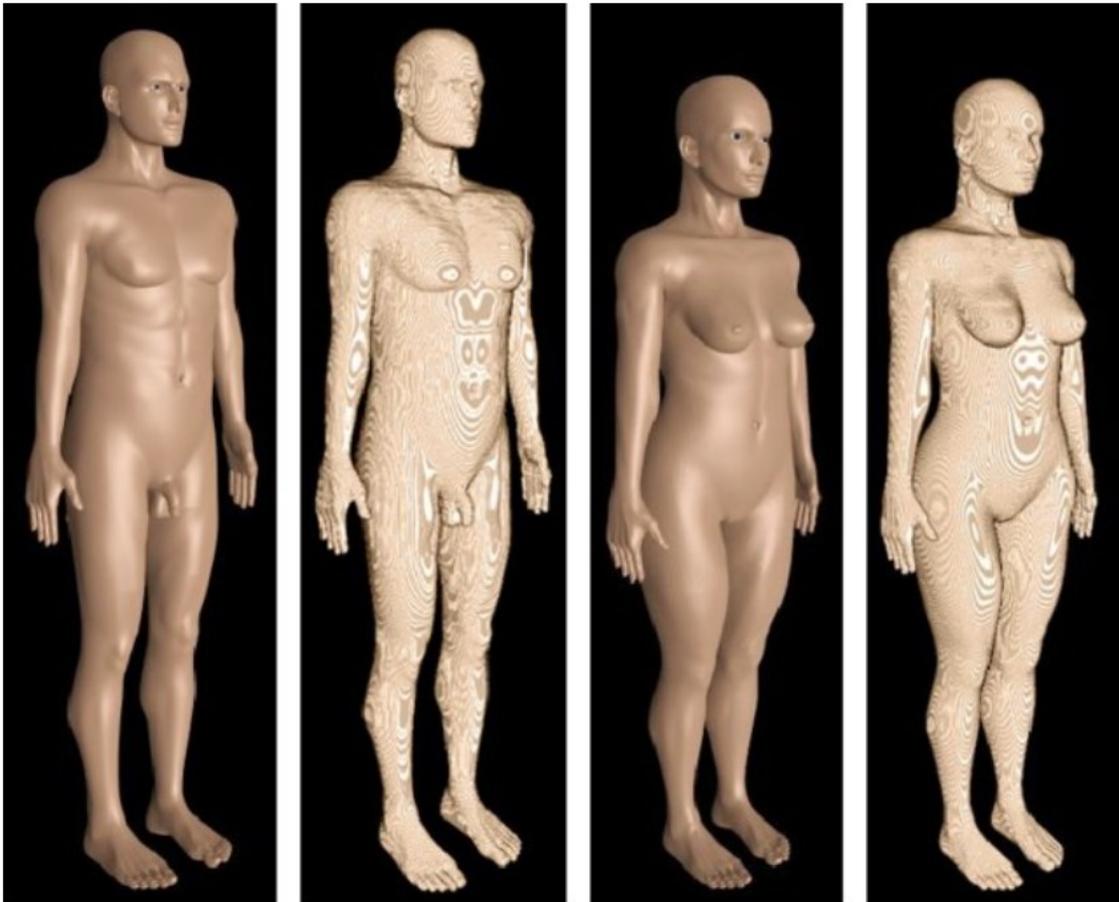
Para avaliar o impacto da dimensão do paciente nos coeficientes de conversão de dose, Johnson e seus colegas de pesquisas utilizaram o modelo híbrido adulto masculino da coleção de modelos da Universidade da Florida [3]. Pafundi e seus colegas, da Universidade da Florida, introduziram um objeto simulador para avaliar dose absorvida em bebês, fundamentados no modelo híbrido de recém-nascido e no objeto simulador do tecido muscular criado previamente [3].

Estudiosos em conjunto com Hough criaram um objeto computacional fundamentando na estrutura óssea de um homem referência da ICRP [3]. O modelo masculino híbrido UF foi transformado no software Rhinoceros 3D para que fosse introduzido outras estruturas ósseas, para isso utilizaram imagens tomográficas de um cadáver [3].

O modelo voxel de um recém-nascido embasado em NURBS da Universidade da Flórida foi utilizado na avaliação da Taxa de Absorção Específica (SAR) em exposições a radiação na faixa de frequência de 20 MHz a 6 GHz, esse estudo foi desenvolvido por Dimbylow e outros pesquisadores [3]. Outros estudiosos da Universidade da Florida e Bahadori, relatam um estudo sobre quantidade de dose de radiação no espaço depositadas em viajantes espaciais [3]. Ajustaram a coleção de modelos híbridos da UF para formar astronautas, adaptando-os a 5, 50 e 95 percentis para americanos de 40 anos de idade e japonesas de 40 anos de idade [3].

Uma coleção de modelos adultos e pediátricos foram apresentados, ajustando os modelos adultos masculinos e femininos NCAT apoiado em NURBS [3]. Esses objetos simuladores foram apresentados em 2008 pela equipe da Vanderbilt que era representada por Stabin em conjunto com Segars, da Duke University [3]. Os objetos foram ajustados seguindo recomendações da ICRP-89 e foram enumerados diversos benefícios deste método: (1) Os modelos embasados em NURBS podem ser criados com mais rapidez quando comparados aos voxels [3]. (2) Os modelos apresentam maior confiança e (3) possuem estruturas completas, não tendo ausência de tecidos [3]. Esses modelos BREP foram criados como parte da Iniciativa Virtual de Pacientes patrocinado pelo do Instituto Nacional do Câncer [3].

Em 2010, na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) Cassola e outros colaboradores criaram dois modelos fundamentados em superfícies de redes poligonais [3]. Os objetos, FASH (Female Adult MESH) e MASH (Male Adult MESH), foram desenvolvidos utilizando programas computacionais como Blender, ImageJ, Binvox e MakeHuman [3]. Na confecção desses modelos não foram necessárias imagens tomográficas, apenas a utilização de modelos corporais e manuais de anatomia [3]. As estruturas anatômicas dos modelos seguiram os padrões de referência da ICRP-89 [3].



**Figura 18:** Modelos MASH e FASH [15].

Quatro objetos simuladores de nome comum The Virtual Family foram criados por Christ e seus colegas no ano de 2010 na Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS) para serem usados em estimativas de dose devido a exposição à radiação em um ambiente, denominado sala virtual [3].

Essa coleção de objetos era composta por um homem de 34 anos, mulher de 26 anos, uma adolescente de 11 anos e uma criança de 6 anos [3]. Por meio do programa iSEG imagens de pessoas foram estudadas de forma isolada para que fossem reconstruídas em 80 estruturas anatômicas distintas [3]. Os contornos entre os componentes biológicos foram, então, reformulados com a ajuda do programa computacional Amira [3]. The Virtual Family integrou o programa chamado População Virtual no IT'IS, esse programa criou mais seis objetos simuladores utilizando as mesmas abordagens de criação dos que foram aplicados na Família Virtual [3].

Os objetos simuladores que foram adicionados incluem, uma coleção de quatro objetos representando crianças e dois objetos criados de forma independente: um objeto simulador de um homem obeso de 37 anos e um homem idoso de 84 anos [3].

Em 2011, Cassola e seu grupo de pesquisa a partir dos objetos MASH e FASH relataram um grupo de outros 18 objetos simuladores [3]. Eles foram adaptados para uma representação mais eficaz da altura e peso de indivíduos caucasianos, tanto femininos quanto masculinos, utilizando dados que incluem uma variedade de tamanhos, desde os mais baixo até os mais altos [3].

Esses valores padrões foram extraídos do programa PeopleSize, que reuniu dados de mais de 100 trabalhos na América do Norte, Ásia, Austrália e Europa [3]. No mesmo ano, lançaram os modelos infantis de 5 e 10 anos de idade utilizando a mesma lógica aplicada na criação do FASH e do MASH [3]. Os objetos simuladores foram criados com a mesma estrutura de rede poligonais no software Blender e MakeHuman posteriormente corrigido no pacote DIP (Digital Imaging Processing) e, seguiram padrões estabelecidos pela ICRP referentes as idades de 5 e 10 anos [3].

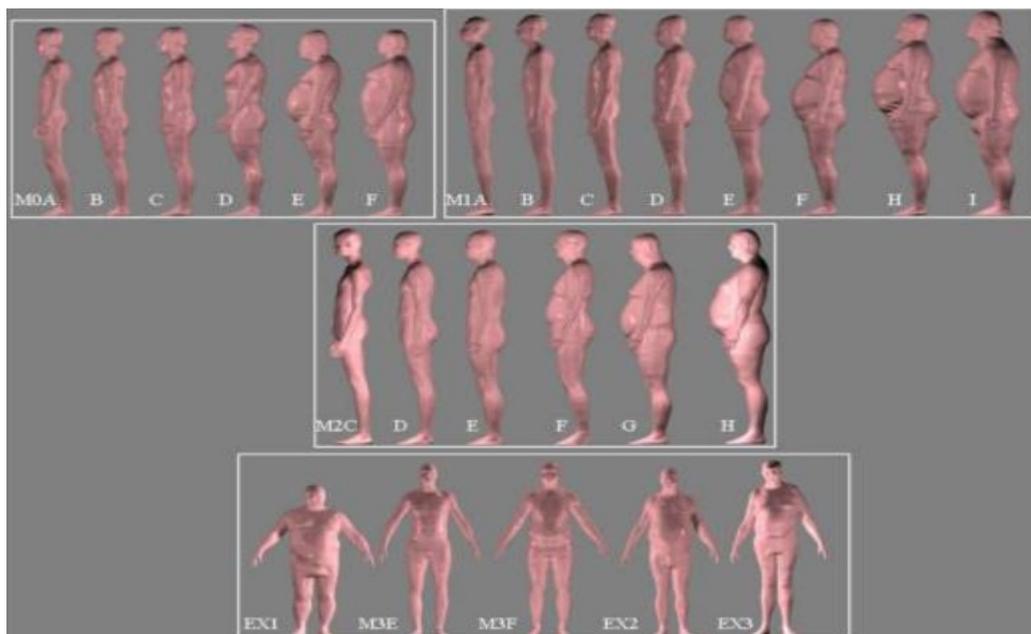
No Instituto de Radioproteção e Segurança Nuclear da França (IRSN) foi criado a coleção de modelos de torso feminino por meio do software Rhinoceros-3D (Trata-se de um software exclusivo para modelagem tridimensional, fundamentado na técnica NURBS) [3]. Foi criado um modelo de tórax utilizando técnicas NURBS e rede de malha, tomando como parâmetro os padrões do objeto simulador para mulheres adultas do ICRP [3]. Uma coleção de 34 modelos foi desenvolvida a partir do objeto simulador original, variando em circunferência, tamanho da mama, morfologia dos tecidos e volume dos órgãos [3]. Utilizaram os objetos simuladores para analisar como as características anatômicas influenciam na análise da eficiência de detecção de elementos radioativos nos pulmões de indivíduos expostos a radiação [3].

Em 2011, desenvolveram um modelo torácico masculino junto com uma rede correspondente ao modelo físico de Livermore, destinado a recriação de medidas feitas diretamente no corpo [3]. Esses modelos foram criados por técnicas NURBS e de redes poligonais e as imagens de órgãos foram estudadas no Isogray (software usado na radioterapia) para definir os contornos dos órgãos [3]. As informações foram posteriormente encaminhadas ao Rhinoceros 3D, onde foram integrados aos dois objetos

[3]. Esses modelos serão alicerce para novas coleções de objetos simuladores em pesquisas futura [3].

Ainda no ano de 2011, um trabalho independente na IRSN levou a criação de um acervo de 25 modelos de homens representando o corpo todo [3]. Esses simuladores foram criados por meio de informações do CAESAR (Civilian American and European Surface Anthropometry Resource) [3].

Foram feitas uma coleção de objetos simuladores masculino e feminino em 3D criada através de imagem total do corpo humano [3]. Cerca de 22 objetos simuladores ópticos masculinos caucasianos foram utilizados como referência para os modelos [3]. As estruturas anatômicas dos modelos foram criadas através dos padrões do ICRP e acrescentados nos objetos simuladores ópticos [3]. E foram compostos por 109 órgãos, abrangendo uma variedade nas estruturas fisiológicas e anatômicas do corpo [3].



**Figura 19:** Modelos masculinos de diversos tipos de corpos com base no banco de dados CAESAR [7].

As versões mais novas dos modelos híbridos precisam ser convertidas em voxels para viabilizar seu uso em estimativas de dose utilizando o método de Monte Carlo [3]. Esse processo de conversão apresenta limitações associadas aos modelos baseados em voxels [3]. Para superar essa dificuldade, os cientistas da Universidade de Hanyang, na coreia, transformaram o modelo voxel VKH-Man em um objeto simulador de rede poligonal utilizando o software 3D Doctor, e depois integraram o modelo de forma direta ao Geant4 [3].

Os estudos de dose realizados no modelo atual, denominado PSRK-Man (Polygon Surface Reference Korean Man), foram confrontados ao modelo HDRK-Man, que também foi desenvolvido a partir do VKH-Man [3]. O modelo PSRK-Man eliminou diversas limitações associadas aos objetos simuladores voxel, contudo, o desempenho computacional do modelo é de 70 a 150 vezes mais lento em comparação com sua versão voxel, o HDRK-Man [3].

Modelos computacionais sempre foram e são usados por diversos grupos e instituições de estudo e pesquisa. No RPI(Rensselaer Polytechnic Institute), por exemplo, esses modelos encontraram múltiplas aplicações em distintas áreas da física médica, como: estudo de fluxos de fótons externos variando de 10 keV a 10 MeV, fluxos de elétrons externos, feixes de nêutrons externos para baixas energias (de 10 a 20 MeV) e para altas energias (de 20 a 10.000 MeV), fluxos de prótons externos, medição da dose de radiação na medula, imagens neurológicas por SPECT e PET, exames de raios X, controle de qualidade ROC/AUC para avaliar a eficiência dos exames de imagens no radiodiagnóstico, procedimentos intervencionistas em cardiologia, utilização de um código de Monte Carlo na radioterapia contra câncer de próstata, estudo das doses em órgãos que não são o alvo durante tratamentos radioterápicos, controle respiratório em Terapia de Radiação Guiada por Imagem (IGRT), medições de dose em IGRT, avaliação de doses em exames de imagens obtidas com CBCT (tomografia computadorizada de feixe cônico) e MDCT (tomografia computadorizada multidetector [3].

### **2.3.3.3 Objetos Simuladores**

#### **NCAT**

##### **Desenvolvido na Universidade Duke, EUA**

O objeto NCAT (Torso Cardíaco) atualizado foi fundamentado em NURBS e simulava o coração em movimento e estava embasado em sequencias de imagens de RM (ressonância magnética) de uma pessoa registradas em 4D que foram anotadas no software SURFdriver [3].

Um homem e uma mulher ambos caucasianos com idades de 59 e 39 anos respectivamente, eles foram as pessoas base para a criação do objeto [7].

O NCAT foi utilizado em diversos estudos na física médica inclusive na medicina nuclear com o objetivo de aprimorar as imagens de exames SPECT do musculo do coração, chamado miocárdio, além de ter contribuído na criação do modelo 4D de nome MOBY [3].

#### **MOBY**

##### **Desenvolvido na Universidade Duke, EUA**

Criado a partir de técnicas de modelagem NURBS, baseado em um camundongo macho que tinha 16 semanas de vida. O objeto era a representação desse rato [7].

#### **XCAT**

##### **Desenvolvido na Universidade Duke, EUA**

A coleção de modelos 4D extended cardiac-torso (XCAT) foi criada posteriormente como a nova versão do 4D NCAT [3]. A coleção conta com detalhes reais das estruturas anatômicas e fisiológicas do corpo [3]. Os modelos XCAT possuem estruturas anatômicas femininas e masculinas baseadas em informações do Visible Male and Female [3].

## **MODELO XCAT PEDIÁTRICOS**

### **Desenvolvido na Universidade John Hopkins, EUA**

Tward e outros colaboradores da Universidade John Hopkins criaram a coleção de objetos pediátricos em cima do modelo adulto XCAT [3]. Os objetos foram baseados em um homem e uma mulher ambos caucasianos, com idades de 59 e 39 anos respectivamente [7].

Eles utilizaram uma implementação em MATLAB (software para cálculos) do mapeamento métrico difeomórfico de grande deformação (LDDMM) para adaptar o XCAT de modo a alinhar-se as informações de referência dos objetos pediátricos [3].

Um programa algorítmico foi criado para alterar o objeto XCAT, permitindo a geração de 24 indivíduos pediátricos masculino, cada um com 8 órgãos [3].

### **4D VIP-Man**

#### **Desenvolvido no Instituto Politécnico Rensselaer (RPI), EUA**

Em 2005, alguns pesquisadores, em colaboração com Xu, empregaram o modelo VIP-Man em uma simulação do sistema respiratório, utilizando os dados de controle de movimentação respiratória do modelo NCAT [3].

O objeto 4D VIP-Man foi criado através de informações de um cadáver de um homem caucasiano de 39 anos de idade [7]. O 4D VIP-Man foi utilizado no preparo das seções de radioterapia para pessoas com tumor no pulmão [3].

## **RPI MULHERES GRÁVIDAS**

### **Desenvolvido no Instituto Politécnico Rensselaer (RPI), EUA**

Em 2007, os mesmos pesquisadores utilizaram o método BREP para descreverem uma coleção de objetos que representava uma gestante e seu feto nos estágios finais de gestações de 3, 6 e 9 meses [3].

Os modelos, foram determinados por malhas poligonais proveniente de dados isolados da anatomia de uma mulher não gestante, de imagens tomográficas de uma gestante de 7 meses e do molde de malha do feto [3].

## **RPI-AM E RPI-AF**

### **Desenvolvido no Instituto Politécnico Rensselaer (RPI), EUA**

Na mesma linha de pesquisa Xu e seu grupo de colaboradores desenvolveram em 2008 os objetos simuladores RPI Adult Male and Female [3].

Esses modelos foram padronizados de acordo com a ICRP-89, relatando 70 órgãos e 45 ossos (osso cortical, esponjoso e cavidades) e músculos [3]. Diversos algoritmos de software foram criados para serem utilizados na identificação de órgãos sobrepostos, utilizando aproximadamente 126 grupos de malhas triangulares [3].

Os objetos simuladores RPI Adult Male and Female são modelos BREP fundamentados em malha [3]. Esses objetos podiam ser deformados e tinham suas posições alteradas [7].

## **MODELOS OBESOS**

### **Desenvolvido no Instituto Politécnico Rensselaer (RPI), EUA**

Ding e seus colegas de pesquisa, alteraram o RPI Adult Male and Female e desenvolveram 10 modelos obesos com o objetivo de aprimorar a eficiência da imagem e o controle de dose em indivíduos acima do peso [3].

Os modelos obesos foram utilizados na estimativa de doses, revelando que a dose para pacientes acima do peso apresentou uma diferença significativa em relação a dose estimada para modelos com peso normal [3].

## **UFH-NURBS**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

Bolch e pesquisadores da Universidade da Florida, publicaram seus estudos sobre os chamados modelos híbridos masculinos e femininos, representando pessoas recém-nascido e de adolescentes de 15 anos [3].

Os objetos foram baseados em um cadáver caucasiano feminino de um recém-nascido, um adolescente de 14 anos, e duas adolescentes de 14 anos [7]. Foram colocados 16 linfonodos no UF Hybrid NURBS [7].

Eles desenvolveram a coleção de modelos por meio de técnicas BREP transformadas em modelos NURBS por meio de um software [3]. E foi por meio de modelagem NURBS que ajustaram os órgãos para ficarem padronizados com as exigências da ICRP-89 [3].

## **MODELOS FETAIS UFH NURBS**

### **Desenvolvido na Universidade da Flórida, EUA**

No ano de 2011, Maynard e outros estudiosos da Universidade da Florida criaram um grupo de objetos fetais fundamentados em NURBS [3].

Os simuladores foram desenvolvidos por meio de imagens tomográficas e de ressonância magnética de fetos variando entre 10 e 30 semanas e foram adaptas aos padrões de diretrizes já existentes [3]. Os tecidos e órgãos foram seccionados por meio do software 3D-Doctor e alterado em camadas de redes poligonais, em seguida foram levados para um software de modelagem chamado Rhinoceros 3D para integração de superfícies NURBS e alinhar adequadamente os objetos simuladores [3].

Foram criados 18 objetos fetais com idades variadas mostrando o desenvolvimento dos órgãos, dos tecidos e das estruturas ósseas [7].

## **MODELOS ADULTOS E PEDIÁTRICOS**

### **Desenvolvido na Universidade de Vanderbilt, EUA**

Uma coleção de modelos adultos e pediátricos foram apresentados, ajustando os modelos adultos masculinos e femininos NCAT apoiado em NURBS [3]. Para a criação dos objetos baseou-se em homens e mulheres caucasianos, recém-nascido e crianças de 1, 5, 10 e 15 anos de idade [7]. No total foram 7 objetos criados.

Esses objetos simuladores foram apresentados em 2008 pela equipe da Vanderbilt que era representada por Stabin em conjunto com Segars, da Duke University [3]. Os objetos foram ajustados seguindo recomendações da ICRP-89.

### **FASH e MASH**

#### **Desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil**

Cassola e outros colaboradores criaram dois modelos fundamentados em superfícies de redes poligonais [3]. Os objetos, FASH (Female Adult meSH) e MASH (Male Adult meSH), foram desenvolvidos utilizando programas computacionais como Blender, ImageJ, Binvox e MakeHuman [3].

Na confecção desses modelos não foram necessárias imagens tomográficas, apenas a utilização de modelos corporais e manuais de anatomia [3]. As estruturas anatômicas dos modelos seguiram os padrões de referência da ICRP-89 [3].

### **COLEÇÃO MASH e FASH**

#### **Desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil**

Em 2011, Cassola e seu grupo de pesquisa a partir dos objetos MASH e FASH relataram um grupo de outros 18 objetos simuladores [3].

Eles foram adaptados para uma representação mais eficaz da altura e peso de indivíduos caucasianos, tanto femininos quanto masculinos, utilizando dados que incluem uma variedade de tamanhos, desde os mais baixo até os mais altos [3].

## **MODELOS INFANTIS**

### **Desenvolvidos na Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), Brasil**

No ano de 2011, lançaram os modelos infantis de 5 e 10 anos de idade utilizando a mesma lógica aplicada na criação do FASH e do MASH [3]. A técnica utilizada é o NURBS e não foi baseado em imagens e sim em modelos corporais e manuais de anatomia [3].

Os objetos simuladores foram criados com a mesma estrutura de rede poligonais no software Blender e MakeHuman posteriormente corrigido no pacote DIP (Digital Imaging Processing) e, seguiram padrões estabelecidos pela ICRP referentes as idades de 5 e 10 anos [3].

## **THE VIRTUAL FAMILY**

### **Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS), Suíça**

Quatro objetos simuladores de nome comum The Virtual Family foram criados por Christ e seus colegas no ano de 2010 na Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS) para serem usados em estimativas de dose devido a exposição à radiação [3].

Essa coleção de objetos era composta por um homem chamado Duke de 34 anos com estatura de 174 cm e peso de 70 kg, uma mulher chamada Ella de 26 anos com altura de 160 cm e peso de 58 kg, a adolescente Billie de 11 anos com altura de 148 cm e peso de 34 kg e uma criança de 6 anos chamado Thelonious com estatura de 107 cm e peso de 17 kg [7].

## **A SALA DE AULA VIRTUAL**

### **Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS), Suíça**

The Virtual Family integrou o programa chamado População Virtual no IT'IS, esse programa criou mais seis objetos simuladores utilizando as mesmas abordagens de

criação dos que foram aplicados na Família Virtual [3]. Todos os objetos criados foram baseados em indivíduos caucasianos de ambos os sexos e de variadas idades [7].

Os objetos simuladores que foram adicionados incluem, uma coleção de quatro objetos representando crianças e dois objetos criados de forma independente: um objeto simulador de um homem obeso de 37 anos e um homem idoso de 84 anos [3].

Os quatro objetos: Roberta, 5 anos de idade, altura de 109 cm e peso 17,8 kg. Dizzy, menino de 8 anos de idade, 140 cm de altura e peso de 26 kg. Eartha, menina de 8 anos, 136 cm de altura e 30,7 kg. Louis, adolescente de 14 anos, altura de 169 cm e peso de 50,4 kg [7].

Dois objetos criados de forma independente: homem obeso de 37 anos, altura de 182 cm e 120 kg e um homem idoso de 84 anos, 173 cm de altura e 65 kg [7].

## **TORSO FEMININO**

### **Desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Segurança Nuclear (IRSN), França**

No Instituto de Radioproteção e Segurança Nuclear da França (IRSN) foi criado a coleção de modelos de torso feminino por meio do software Rhinoceros-3D (Trata-se de um software exclusivo para modelagem tridimensional, fundamentado na técnica NURBS) [3].

Foi criado um modelo de tórax utilizando técnicas NURBS e rede de malha, tomando como parâmetro os padrões do objeto simulador para mulheres adultas do ICRP [3]. Uma coleção de 34 modelos foi desenvolvida a partir do objeto simulador original, variando em circunferência, tamanho da mama, morfologia dos tecidos e volume dos órgãos [3].

Utilizaram os objetos simuladores para analisar como as características anatômicas influenciam na análise da eficiência de detecção de elementos radioativos nos pulmões de indivíduos expostos a radiação [3].

## **MODELO DE CORPO INTEIRO DE HOMEM ADULTO**

### **Desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Segurança Nuclear (IRSN), França**

Um trabalho independente na IRSN levou a criação de um acervo de 25 modelos de homens representando o corpo todo [3]. Esses simuladores foram criados por meio de informações do CAESAR (Civilian American and European Surface Anthropometry Resource) [3].

Cerca de 22 objetos simuladores ópticos masculinos caucasianos foram utilizados como referência para os modelos [3]. As estruturas anatômicas dos modelos foram criadas através dos padrões do ICRP e acrescentados nos objetos simuladores ópticos [3]. Eles foram compostos por 109 órgãos, abrangendo uma variedade nas estruturas fisiológicas e anatômicas do corpo [3].

### **PSRK-Man**

#### **Desenvolvido na Universidade de Hanyang, Coreia**

Os cientistas da Universidade de Hanyang, na coreia, transformaram o modelo voxel VKH-Man em um objeto simulador de rede poligonal utilizando o software 3D Doctor, e depois integraram o modelo de forma direta ao Geant4 dando assim origem ao modelo atual, denominado PSRK-Man (Polygon Surface Reference Korean Man) [3]. O objeto era baseado em um homem coreano [7].

O modelo PSRK-Man eliminou diversas limitações associadas aos objetos simuladores voxel [3].

## 2.4 Aplicações dos Simuladores Antropomórficos Virtuais

Ao longo dos anos avanços importantes foram alcançados na criação dos simuladores antropomórficos virtuais [3]. Esse avanço é graças a ferramentas que armazenam informações em um espaço de memória para serem usadas quando necessárias, por exemplo, o RAM (Memória de Acesso Aleatório) [3]. A transição dos modelos antropomórficos, de modelos rudimentares de formas geométricas para modelos estilizados e, posteriormente, para modelos tomográficos mais sofisticados, está intimamente relacionada a forma de armazenar vastas quantidades de dados em um só espaço hardware de memória [3]. Além do mais, o crescimento na quantidade de componentes semicondutores nos microprocessadores possibilitou a incorporação de objetos simuladores de alta resolução em códigos de Monte Carlo, permitindo a simulação de cenários onde pessoas são expostas a doses de radiação ionizante [3]. O crescimento quase acelerado na capacidade de processamento ultrapassou a expansão da memória RAM [3].

Ao longo da história, a maior parte dos estudos com simuladores foi voltada para a física associada a saúde [3]. No entanto, os progressos na radioterapia e nas tecnologias de imagem aumentaram a demanda por objetos simuladores na área médica [3]. Conseqüentemente, os simuladores antropomórficos estão assumindo uma função essencial e relevante na avaliação da dose absorvida pelos pacientes e profissionais ao longo de vários tratamentos médicos, contribuindo para medir o efeito global dessas intervenções na saúde dos indivíduos [3].

Os objetos simuladores iniciais eram baseados em figuras geométricas, por causa das restrições de memória e à baixa velocidade de processamento dos computadores existentes naquele tempo [3]. Para aliviar o esforço computacional nas simulações de Monte Carlo, a maior parte dos modelos possuía uma estrutura homogênea e a principal relevância dos simuladores antropomórficos matemáticos foi voltada para a área de cuidados médicos quanto a diagnóstico e prevenção de doenças [3].

As representações de fontes discretas e volumosas em órgãos foram representadas por meio de cilindros, esferas e discos [3]. Para uma determinada energia de radiação, as

frações de absorção, que indicam a proporção da radiação emitida que é absorvida em um órgão específico, foram determinadas por meio de métodos de Monte Carlo [3].

Os dados da fração de absorção foram, em seguida, utilizados para calcular a quantidade de radiação recebida pelos pacientes após a introdução de isótopos radioativos em procedimentos na medicina nuclear [3]. A utilização de frações de absorção de radiação em figuras geométricas básicas ficou denominado de Medical Internal Radiation Dose (MIRD), tendo aparecido no primeiro de um conjunto de documentos elaborados pelo comitê MIRD [3].

A criação de objetos simuladores mais detalhados iniciou-se ao passo que computadores mais potentes se tornaram acessíveis [3]. Cientistas do Oak Ridge National Laboratory (ORNL) elaboraram um objeto adulto denominado de “Homem Referência”, pois, era fundamentado em padrões de informações segundo a ICRP [3]. O MIRD tornou-se reconhecido como o primeiro modelo a representar a anatomia humana de maneira mais precisa e foi amplamente utilizado em diversas pesquisas na física aplicada à medicina, além de estudos sobre a estimativa de doses de radiação para indivíduos expostos [3].

Esse modelo foi importante porque, através dele outros objetos foram sendo criados com o intuito de aperfeiçoar cada vez mais a representação da anatomia humana com técnicas de modelagem mais sofisticadas como o, BREP e o NURBS [3].

Assim, os simuladores utilizados em diversas áreas da medicina e da física proporcionam dados sobre as doses de radiação absorvidas por órgãos e tecidos, contribuindo para um melhor entendimento e aplicabilidade das práticas de proteção radiológica [3].

#### **2.4.1 Aplicação na Radioterapia**

Em virtude do progresso nas inovações médicas, as perspectivas de cura para pacientes com câncer têm melhorado continuamente, tanto para aqueles que recebem tratamento exclusivamente com radiação quanto para os que são submetidos a processos cirúrgicos ou terapias gerais (farmacológicas, biológicas e celulares) [3].

A radioterapia é dividida em duas modalidades: (1) radioterapia interna ou braquiterapia: quando a fonte radioativa é inserida no local do câncer. (2) radioterapia externa ou teleterapia: quando o tumor é irradiado por fontes externas com alta carga energética [3].

O maior obstáculo na radioterapia com radiação externa é otimizar a eficácia do tratamento, aplicando uma dose substancial de radiação diretamente nas células malignas, enquanto se protege os tecidos saudáveis próximos ao local do câncer [3]. Por muitos anos, a teleterapia passou por diversas transformações para enfrentar esses obstáculos. Diferentes tipos de radiação foram utilizados, com variados níveis de eficácia, como raios X, raios gama, elétrons, prótons, nêutrons e íons pesados [3]. Nos procedimentos iniciais de radioterapia, a grande parte das neoplasias era abordada utilizando campos de raios X que eram configurados de forma a incidir de um único lado para o outro (anteroposterior) ou em posições opostas (posterior-anterior) [3].

A definição do tamanho do campo era baseada na posição da neoplasia, podendo ser ajustado para uma configuração quadrada ou irregular, com o objetivo de reduzir a exposição a altas doses em órgãos internos adjacentes [3]. Entretanto, os tecidos normais ao redor da neoplasia recebiam doses significativamente elevadas. Para reduzir essa exposição excessiva nas áreas circunvizinhas, foi criada uma abordagem denominada radioterapia conformacional clássica [3].

Essa abordagem utilizava elementos de feixe personalizados, como blocos, cunhas ou compensadores, para considerar as variações na configuração externa e na espessura do corpo, moldando o feixe de radiação ao contorno da neoplasia [3]. Além do mais, diversas posições do gantry eram utilizadas para distribuir a dose nos tecidos normais. Essa abordagem era a prática comum em muitas clínicas até o final dos anos 1970 [3].

A radioterapia por raios X passou por uma revolução no início de 1970 com o surgimento das técnicas de imagem médica [3]. A utilização de dados 3D dessas imagens possibilitou a criação da radioterapia conformacional (3D-CRT) [3]. Os dados anatômicos são normalmente adquiridos por meio de imagens seccionais com espaçamento reduzido, que podem ser elaboradas para criar uma reconstrução tridimensional da anatomia [3].

Conforme a técnica de imagem utilizada, a lesão identificada, as estruturas sensíveis próximas e outros pontos de referência essenciais são delineados e divididos, definindo as áreas alvo em cada seção com limites precisos [3]. A anatomia fracionada é,

assim, integrada em um software de elaboração de estratégias, possibilitando a definição de áreas específicas para o paciente e a configuração dos feixes [3]. Essa elaboração de estratégias é importante para preservar os órgãos saudáveis e potencializar as doses nas células malignas [3].

Na radioterapia conformada clássica e na tridimensional, a maioria das terapias é realizada utilizando feixes com distribuição homogênea de intensidade em toda a área de aplicação [3]. Em determinados casos, utilizam-se cunhas ou modeladores para ajustar a distribuição de dose, com o objetivo de corrigir variações ao redor do tumor [3]. Foi constatado que o ajuste espacial do feixe é possível através do controle da fluência ao longo do tempo em cada campo e pela variância dessa configuração conforme o espaço [3]. Esse método é denominado radioterapia de intensidade modulada (IMRT), a qual utiliza um colimador multifolhas (MLC) que se desloca de forma dinâmica para dentro e para fora do feixe, permitindo a formação de uma distribuição de dose variável em toda a área de tratamento [3].

Na IMRT, a elevação da dose resulta da extensão do tempo em que o tratamento ocorre, exigido para emitir os feixes de energia ajustados utilizados nesse tipo de terapia [3]. Isso gera uma quantidade maior de radiação dispersa proveniente do acelerador linear [3]. Ademais, a IMRT costuma empregar um número maior de campos, resultando em uma maior exposição de tecidos saudáveis a doses reduzidas [3].

Essas questões geraram um interesse significativo em relação ao desenvolvimento de neoplasias provocados pela exposição à radiação e complicações crônicas nos tecidos entre os pacientes que venceram o câncer [3]. Isso pode, portanto, levar à manifestação de efeitos adversos da exposição à radiação de forma mais acelerada em alguma fase da vida [3]. Nas seções de radioterapia, os tecidos normais são expostos a radiação primária ou secundária em variadas intensidades, enquanto se administra dose de radiação elevada nas células cancerígenas [3].

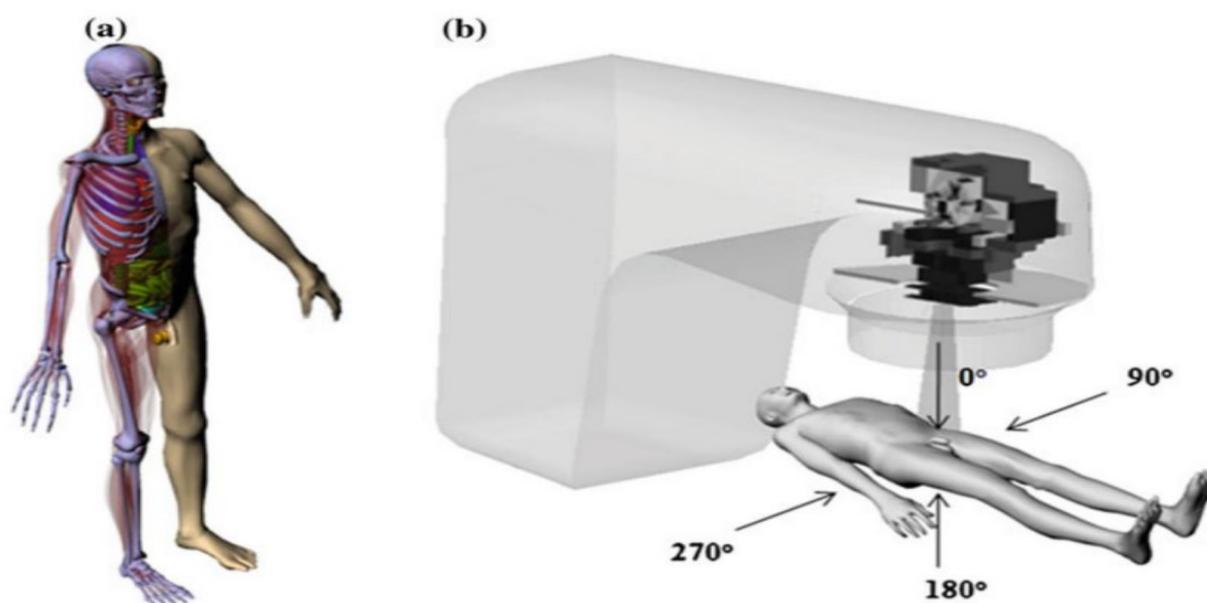
A inquietação em relação ao surgimento de neoplasias provocadas por irradiação e à lesão dos tecidos saudáveis decorrentes da teleterapia resultou na utilização de simuladores antropomórficos representando o corpo para avaliar a dose recebida fora da área de interesse [3].

Stovall em conjunto com outros estudiosos, conduziram simulações de Monte Carlo para calcular as quantidades de radiação recebidas por órgãos durante intervenções

radioterápicas contra o câncer de colo do útero [3]. A equipe utilizou o modelo MIRD em todas as suas modelagens. Depois desse estudo, diversas equipes efetuaram avaliações de dose comparáveis para radioterapia, empregando modelos estilizados [3].

Bednarz e seus colaboradores utilizaram o código de Monte Carlo MCNPX para estimar as doses recebidas por órgãos durante a radioterapia convencional e a IMRT, em conjunto com uma representação minuciosa do acelerador Varian Clinac 2100C [3]. A equipe também avaliou os riscos de neoplasias secundárias provocadas por irradiação nesses pacientes, utilizando os valores de dose média dos órgãos por volume [3].

O modelo masculino adulto do Rensselaer Polytechnic Institute (RPI), composto por 121 órgãos diferenciados, foi utilizado nesta pesquisa. Abaixo a figura demonstra a integração da representação minuciosa do acelerador com o modelo masculino adulto do RPI [3].

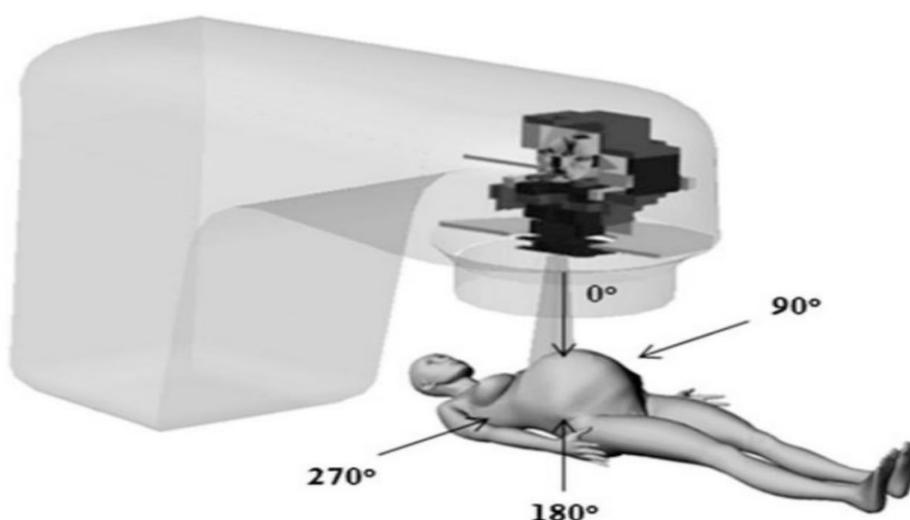


**Figura 20:** O acoplamento de (a) Modelo masculino adulto do RPI com (b) um modelo detalhado do Varian Clinac 2100C no Código de Monte Carlo MCNPX para cálculo de dose fora do volume de tratamento [3].

Outra utilização significativa de objetos simuladores de corpo total é para a estimativa da dose no feto em mulheres gestantes que fazem radioterapia [3]. Pois, a proteção do feto é uma consideração importante, dada sua alta sensibilidade à radiação

[3]. Os modelos da série RPI-P, foram criados seguindo os padrões de referência da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) para gestantes em diferentes estágios da gestação: 3, 6 e 9 meses [3].

Ao integrar a representação minuciosa do acelerador mencionada anteriormente, as doses fetais desprotegidas e protegidas foram estimadas no MCNPX com base em intervenções convencionais [3]. Um diagrama do tratamento sem proteção é apresentado abaixo. Os dados gerados a partir dessas estimativas contribuirão para a elaboração do plano de ação e para o desenvolvimento de medidas de proteção na radioterapia de gestantes [3].



**Figura 21:** Configuração de paciente criada usando um modelo de simulação de Monte Carlo, com o objeto da série RPI-P para estimar a dose fetal em gestantes que não receberam proteção durante a exposição à radiação [3].

Simuladores antropomórficos de corpo completo são extensivamente empregados para medir a dose de nêutrons em pacientes submetidos à terapia com prótons [3]. O objeto VIP-Man, foi empregado para investigar a exposição a nêutrons em pacientes submetidos à terapia protonterápica com espalhamento passivo [3]. Foram conduzidas análises utilizando um sistema de protonterapia baseado no método Monte Carlo, por meio do código Geant4, que acoplava uma representação minuciosa de uma cabeça para o tratamento com feixe de prótons com dispersão passiva [3].

Este estudo foi ampliado para examinar a exposição a nêutrons em crianças submetidas à terapia com prótons [3]. Crianças são propensas a desenvolverem câncer radioinduzido porque, seus órgãos são mais radiosensíveis devido à grande atividade celular [3].

Os modelos pediátricos da coleção UF foram usados em todos os estudos e, neste trabalho, levaram em conta campos de prótons com dimensões, faixas de feixe e modulações distintas [3].

#### **2.4.2 Aplicação em Imagens Tomográficas**

Na área de radiodiagnóstico por imagem, a tomografia é um dos exames que mais contribui para doses de radiação durante os procedimentos, sendo responsável por quase 50% da exposição anual total da radiação absorvida pelos indivíduos [3]. O número de tomografias realizadas apresenta um crescimento expressivo a cada ano, tendência observada desde a década de 1980 até os dias atuais [3]. Desde então, medidas de proteção radiológica têm ganhado destaque, e a análise das doses absorvidas pelos órgãos durante os exames tornou-se fundamental [3].

Os modelos estilizados foram amplamente utilizados para calcular as doses recebidas pelos órgãos em exames de tomografia computadorizada, utilizando simulações de Monte Carlo [3]. Diversos softwares foram criados com esse objetivo, incluindo o CTDOSE, CT-Expo e WinDose [3]. O CTDOSE é uma ferramenta digital desenvolvida com base em um estudo de tomografia computadorizada conduzido pelo National Radiological Protection Board (NRPB) no Reino Unido [3]. O estudo do NRPB utilizou simulações de Monte Carlo para avaliar doses de radiação, empregando um modelo estilizado que incluía 27 órgãos [3]. Essas simulações foram baseadas em informações obtidas de 75 scanners de tomografia computadorizada em uso no Reino Unido naquele período [3].

O CT-Expo é um conjunto de software semelhante, que se baseia em dados de estudos que foram realizados na Alemanha [3]. O software WinDose utiliza informações de doses obtidos para diversas espessuras de seção transversal de 1 cm, considerando três tipos de feixe distintos [3]. As doses nos órgãos foram estimadas para cada seção,

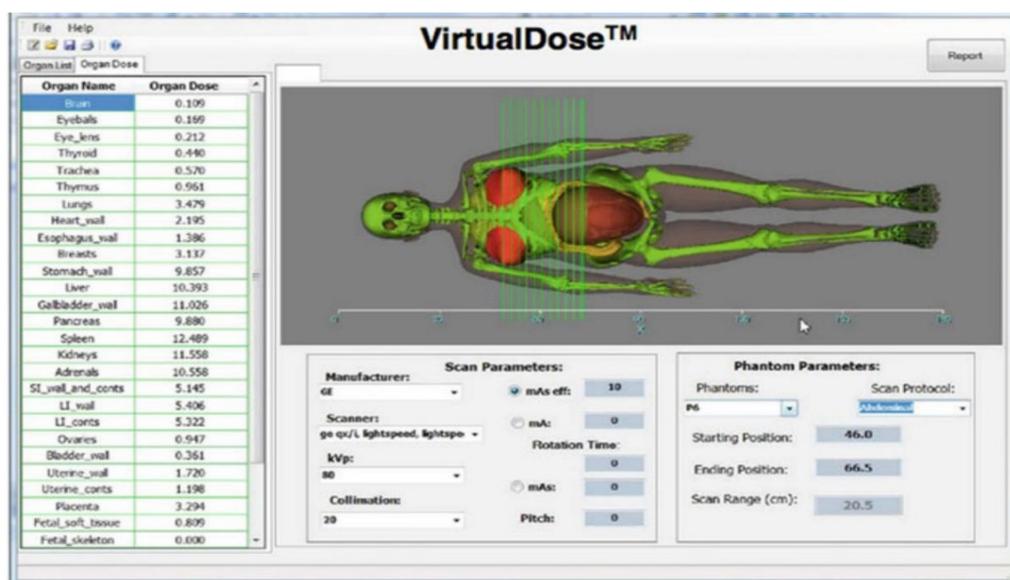
utilizando os modelos adultos masculinos e femininos da MIRD [3]. Essas informações são, assim, projetadas para calcular a dose nos órgãos e a dose efetiva [3].

É importante notar que todos esses conjuntos de programas digitais empregaram modelos estilizados que não consideram as diferenças de dimensões individuais de cada paciente [3]. Levar em conta as diferenças de estatura é especialmente importante para o grupo de crianças. Contudo, teve pesquisadores que se atentaram para essa questão e analisaram a dose de radiação em órgãos de pacientes infantis a partir de imagens tomográficas, utilizando modelos pediátricos estilizados [3].

Com o passar do tempo modelos baseados em voxels que foram empregados na avaliação de dose em exames de imagens tomográficas [3]. Demarco e outros pesquisadores empregaram os modelos voxels do GSF, juntamente com o VIP-Man, para examinar como as dimensões do indivíduo afeta diretamente na dose de radiação que os órgãos recebem durante os exames tomográficos [3].

Todas as análises foram executadas pelo código Monte Carlo MCNPX. De maneira semelhante, Gu e seus cooperadores utilizaram o MCNPX para estimar a dose no feto de gestantes submetidas a uma TC efetuada com um GE Lightspeed 16 que auxilia na captura de imagens [3]. Os modelos da coleção RPI-P apresentando gestantes de 3, 6 e 9 meses foram utilizados também nesses estudos [3]. O conjunto de pesquisadores também avaliaram as doses de radiação depositadas nos órgãos das pessoas adultas, durante exames de TC utilizando o mesmo tipo de scanner (GE Lightspeed 16) e os objetos simuladores RPI-AM e RPI-FM [3].

Foram criados modelos masculinos e femininos que podiam ser ajustados de acordo com o IMC (Índice de Massa Corporal) real, com o objetivo de mensurar as doses de radiação em pacientes com obesidade que fossem submetidos a tomografia computadorizada [3]. Todas as iniciativas da equipe RPI foram consolidadas em um programa digital, denominado VirtualDose, utilizado no estudo das exposições à radiação em tomografias [3].



**Figura 22:** Captura de tela do software VirtualDose™ para estimar a dose absorvida em exames de TC [3].

### 2.4.3 Aplicação na Medicina Nuclear

O objeto MIRL, historicamente usado para cálculos de dose na medicina nuclear, foi fundamental como base para o desenvolvimento de modelos antropomórficos [3]. Tais modelos, junto com códigos de transporte de radiação Monte Carlo, foram utilizados para obter partes de energias absorvidas para diversas distribuições de fonte e alvo [3].

Para vários tipos de radionuclídeos, é disposto um número de tabelas para registro de fatores de dose de frações de energias absorvidas [3]. Para cada distribuição de fonte alvo, o fator de dose absorvida é o produto deste fator e a radioatividade utilizada [3]. Os fatores de dose rotineiramente recebem o nome de fatores de conversão de dose

ou valores de S. Os valores S permitem saber o quanto de radiação foi absorvida por diversos órgãos ou tecidos e a partir desses valores é possível estimar a dose efetiva que uma pessoa recebeu durante os exames [3]. Ela leva em conta o formato do corpo e as propriedades da radiação. Para indivíduos de idades, peso e alturas diversas foram melhorados os modelos virtuais com características adicionais especiais [3].

O software que foi mais utilizado devido a operacionalidade do cálculo de doses absorvidas é o MIRDOSE [3]. Este programa que usa a técnica MIRD é bem aceito pela medicina nuclear [3]. Utiliza um conjunto de objetos estilizados de grávidas da série Cristy e Eckerman para a análise de diferentes estados de gravidez de uma mulher [3]. Como sucessor recente do MIRDOSE temos o código OLINDA/ EXM. Enquanto, o primeiro possui valores S para 240 radionuclídeos, o segundo contém valores S para mais de 600 radionuclídeos [3].

Embora seja um número bom de radionuclídeos de que os usuários dispõem, os valores S do OLINDA/EXM se referem a frações absorvidas em modelos estilizados [3]. Com o passar do tempo os modelos estilizados foram perdendo espaço para os modelos voxelizados devido a sua realidade anatômica, em termos de resultados das estimativas de doses mais precisas para cada paciente [3]. Diversas equipes de pesquisas incorporaram os modelos voxels em códigos de Mote Carlo afim de mensurar frações absorvidas por diferentes radioisótopos [3]. O modelo VIP-Man foi utilizado nos cálculos de frações absorvidas para diferentes fontes de elétrons e fótons [3].

Da mesma maneira, as frações absorvidas das fontes de elétrons e fótons foram avaliadas por Smith e seu grupo de cooperadores utilizando o modelo voxel de um homem adulto do GSF [3]. E o modelo Zubal foi utilizado por Yoriyaz e outros estudiosos na avaliação de perfis de dose [3].

Posteriormente, diversos objetos simuladores foram desenvolvidos para o cálculo de dosimetria em medicina nuclear, como o RPI-AM e RPI-AF, o objeto adulto masculino híbrido UF, e os modelos pediátricos híbridos UF [3]. Além do mais, por causa da exposição de mulheres gestantes nos procedimentos radiodiagnósticos, frações absorvidas para feto e para recém-nascidos puderam ser mensuradas [3].

### **2.4.3.1 Doses recebidas pelos órgãos em exames de imagem cerebral por SPECT e PET**

O objeto VIP-Man foi utilizado no estudo de dose em exames de imagens neurológicas, parte da sua cabeça e cérebro foram utilizados para acoplar no código de Monte Carlo, EGS4-VLSI [7]. Modelaram-se 15 sub-regiões, entre as quais o núcleo estriado, cerebelo, córtex cerebral, substância branca cerebral, corpo caloso, olhos, ventrículos laterais, lentes, núcleo lentiforme, quiasma óptico, nervo óptico, ponte e pedúnculo cerebelar médio, líquido cefalorraquidiano intracraniano e tálamo [7].

As regiões de origem e destino mais relevantes em exames de cérebro por SPECT e PET tiveram seus coeficientes S determinados. Em sequência, esses dados foram confrontados com os do simulador estilizado de cabeça/cérebro sugerido pelo MIRD [7]. Em pessoas com maior massa corporal como o VIP-Man, as doses de radiação tendem a ser menores; contudo, o simulador simplificado de cabeça/cérebro apresenta uma subestimação dos coeficientes S em aproximadamente 15%, em comparação com pacientes de características similares ao VIP-Man [7]. As informações fornecidas neste estudo foram úteis para indivíduos que possuem dimensões corporais ou peso parecidos ao do VIP-Man [7].

Com base nessas simulações, estudos subseqüentes concentraram-se no desenvolvimento de modelos que incorporassem uma variedade de tamanhos de cabeça e cérebro, considerando que cada pessoa possui uma estrutura anatômica única [7]. Essas variações estruturais influenciam a distribuição da radiação durante os exames de SPECT e PET [7]. Além disso, essa abordagem melhora a avaliação de como a radiação interage com diferentes tipos de estruturas cerebrais, permitindo ajustes nas doses de radiação e tornando os procedimentos mais seguros [7].

### **2.4.4 Aplicação em Radiologia Intervencionista**

A radiologia Intervencionista (IR) exerce uma função crucial na identificação e terapia de enfermidades vasculares bem como demais situações que podem causar infartos e AVCs. O procedimento utiliza a fluoroscopia com o objetivo de orientar a inserção de um cateter na área onde está localizado o coração. O paciente passa por

inspeções durante o exame, enquanto imagens de raios X são adquiridas [8]. A fim de prevenir os impactos negativos da radiação ionizante no bem-estar humano, é essencial preservar os valores de radiação o mais reduzido que puder [8].

As orientações de proteção contra a radiação, como aqueles relacionados ao tempo, distância e blindagem, não são simples de serem aplicados em práticas de Radiologia Intervencionista. Isso acontece porque o exame não é tão simples e envolve um curto espaço entre o profissional e o paciente. Além do mais, é crucial considerar a importância da série de imagens, que abrange configurações técnicas distintas, as posições do feixe e o uso de equipamentos de blindagem. Esses profissionais devem passar por orientações relacionadas a proteção radiológica, com o intuito de limitar a dose de radiação recebida pelos trabalhadores dessa área [8].

Levando em conta a exposição à radiação, não é viável calcular de forma direta as quantidades de radiação absorvidas pelos órgãos e tecidos tanto do paciente quanto do médico. Assim, são essenciais modelos de exposição digital para calcular coeficientes de conversão que possibilitem a avaliação das doses nos órgãos, doses efetivas (E) ou doses de entrada na pele (ESD) com base em uma medida de radiação adquirida através de avaliações, como o produto Kerma-área no ar (KAP) [8].

Diversas pesquisas relatando estudo de dose em pacientes e profissionais na prática de radiologia intervencionista, foram feitas ao longo dos anos. Contudo, eles não estimaram os coeficientes de conversão de dose em um contexto prático em terapias de radiologia intervencionista, usando modelo antropomórfico Male Adult meSH [8].

Para estimar os coeficientes de conversão para E(dose efetiva), muitos pesquisadores usaram modelos matemáticos ou modelos voxel [8]. E em um desses trabalhos, o objeto voxel criado em posição horizontal representou o médico. Quando confrontado com um indivíduo em pé, essa postura modifica a orientação dos órgãos. As dimensões do objeto podem ser alteradas, em especial na região da barriga, isso afeta na determinação de dose absorvida nesse local. Assim, esse modelo não representa com precisão uma pessoa na posição em pé [8].

Em um trabalho realizado na Universidade Federal de Uberlândia, utilizaram o modelo MASH para determinar os coeficientes de conversão de dose em práticas de radiologia intervencionista. O modelo MASH foi disposto em duas posições, em pé e na posição horizontal. Esse cenário representa bem o médico e o paciente. Para garantir uma

descrição precisa, os voxels das estruturas que constituem o objeto foram ajustados para possuir uma borda de 0,24 cm de extensão. Essa dimensão é inferior aos dados presentes na bibliografia, em que geralmente são utilizados tamanhos superiores de voxel, o que compromete a exatidão na delimitação dos órgãos [8].

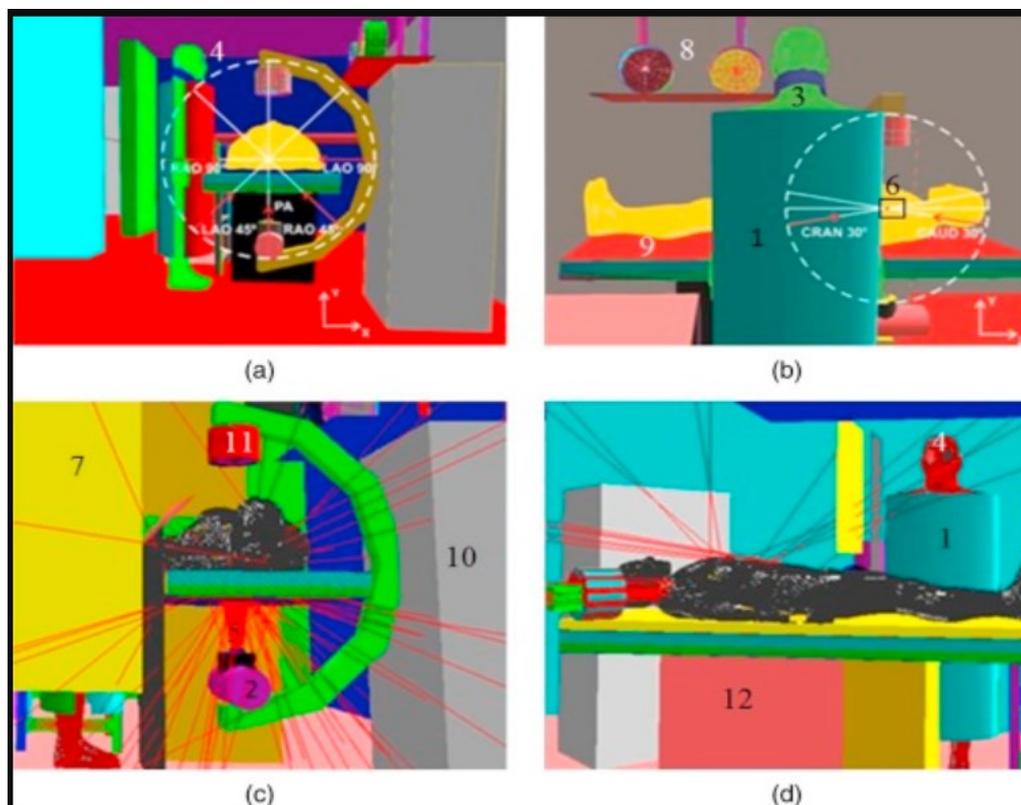
No estudo, incluíram uma explicação minuciosa dos elementos de uma sala de radiologia intervencionista padrão, assim como dos dispositivos de proteção individual utilizados pelos profissionais da saúde [8]. Nesse contexto, avaliaram a eficácia da cortina plumbífera e do vidro de proteção de chumbo elevado. Esses dispositivos protegem os profissionais de exposições a radiação primária e espalhada [8].

As doses médias recebidas pelas estruturas anatômicas podem ser reduzidas, porém a concentração de doses em um local específico resulta em morte celular dos órgãos e tecidos [8]. Em virtude do elevado risco de reações agudas à radiação na pele, foram divulgados os valores dos coeficientes de conversão (CC) para a dose de entrada na pele (ESD) em relação ao produto kerma-área no ar (KAP), levando em conta dados referentes às características do ambiente e do campo [8].

O entendimento das doses de exposição cutânea pode servir como um dado clínico relevante para a gestão de riscos, tanto para o paciente quanto para os profissionais de saúde [8]. O NCRP 168 alerta a necessidade de compreensão sobre o excesso de exposição dos profissionais da saúde a radiação. Portanto, as doses absorvidas pelos profissionais de saúde precisam ser medidas [8].

O estudo apresentou uma análise de dose utilizando coeficientes de conversão estimados para um indivíduo e um profissional de saúde, considerando diversas especificações técnicas e configurações de imagem aplicadas em um equipamento de angiografia. Foi criada uma simulação significativamente mais precisa, empregando uma sala de radiologia intervencionista e o objeto simulador MASH, para o paciente e para o profissional de saúde. A cortina de chumbo e o vidro também foram levados em conta [8].

Dois simuladores antropomórficos foram utilizados para representar o paciente em posição horizontal e o médico posicionado em pé. Simularam duas situações: um com a tela plumbífera colocada na mesa de cirurgia sem o protetor de vidro plumbífero, e em outra situação, o protetor de chumbo foi levado em conta [8]. A figura 23 ilustra a simulação.



**Figura 23:** (a) e (b) primeiro contexto em várias perspectivas, (c) e (d) segundo contexto em várias perspectivas, exibindo os elementos essenciais de uma sala utilizada em terapias intervencionistas nos contextos de exposição à radiação: (1) avental plumbífero ; (2) tubo de raios X; (3) protetor de tireoide ; (4) óculos plumbífero ; (5) método de medição KAP; (6) método de medição ESD; (7) vidro plumbífero elevado; (8) monitores de vídeo; (9) mesa cirúrgica; (10) equipamento de raios X; (11) intensificador de imagem e (12) tela de chumbo conectada à mesa cirúrgica [8].

Eles analisaram sete tipos de orientações do feixe: oblíquo anterior esquerdo, 45° (LAO45), posteroanterior (PA), oblíquo anterior direito, 45° (RAO45), caudal, 30° (CAUD30), lateral esquerdo, 90° (LAO90), lateral direito, 90° (RAO90) e cranial, 30° (CRAN30) para afastamentos da área focal (FSD) de 56,6, 50, 40, 43,6, 40, 40 e 45 cm,

nesta ordem. O profissional de saúde foi colocado a 17 cm na lateral esquerda, na altura da região abdominal do indivíduo [8].

Na simulação usaram o código de transporte de radiação MCNPX 2.7.0, que é uma variante do MCNP que inclui suporte para movimento de partículas como nêutrons, prótons e fótons. Foram usados critérios operacionais na modelagem como: tensão de pico de 80 kVp, ângulo do ânodo de 12°, alvo de tungstênio e uma série de três filtros: 3,5 mm Al, 3,5 mm Al + 0,2 mm Cu e 3,5 mm Al + 0,5 mm Cu [8].

Utilizaram o software do Report 78 para criarem os espectros e, uma câmara de ionização foi posicionada na saída do tubo de raios X que foi representada como um corpo de ar com um volume de  $10 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$ . A dose absorvida no espaço de ar na câmara de ionização foi detectada por meio do MCNPX *F6* (em MeV/g) e depois transformada em J/kg ou Gy [8]. O médico estava com dispositivos de proteção como, aventais plumbíferos, protetores de tireoide, e óculos de 0,5 mmPb. A mesa de cirurgia usada foi representada com tamanhos de  $185 \times 66 \times 9,25 \text{ cm}^3$  (comprimento  $\times$  largura  $\times$  espessura) [8].

O KAP (produto kerma-área no ar) foi calculado ao multiplicar a dose na câmara de ionização pela dimensão do feixe. A dose absorvida nos tecidos do objeto MASH foi calculada utilizando transferência de energia medida pelo contador MCNPX *F8* (em MeV). Os dados obtidos em cada estrutura anatômica permitiram determinar os coeficientes de conversão para E, utilizando os fatores de ponderação do tecido,  $w_T$ , das diretrizes do ICRP 120 [8].

Para ESD do paciente utilizaram uma câmara de ionização de tamanho  $10 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$  e foi abastecida com ar do ambiente. O resultado foi descrito em função dos coeficientes de conversão de KAP (produto kerma-área no ar) para E e ESD. E com o objetivo de assegurar que as incertezas estatísticas permanecessem dentro de parâmetros adequados, as simulações foram executadas  $10^9$  eventos [8].

Os dados de  $CC_E$  e  $CC_{ESD}$  foram coletados para diferentes posições de orientações utilizados em intervenções angiográficas. Essa operação foi executada para os três grupos de filtragem de tubos examinados: 3,5 mmAl, 3,5 mmAl + 0,2 mmCu e 3,5 mmAl + 0,5 mmCu e, além do mais, foi investigado o impacto da utilização da cortina plumbífera e dos dispositivos elevados no  $CC_E$  e  $CC_{ESD}$  [8].

Os dados coletados no estudo revelaram que no caso do médico a cortina plumbífera e o vidro plumbífero elevado são indispensáveis. Esses equipamentos de segurança, com camada similar de chumbo de 0,5 mm, diminuíram o  $CC_E$  em 71%, 358% e 300%, para os filtros de 3,5 mmAl, 3,5 mmAl + 0,2 mmCu e 3,5 mmAl + 0,5 mmCu, nesta ordem [8].

Para saber a dose absorvidas nos órgãos e tecidos do paciente foram feitas estimativas  $CC_{ESD}$  e  $CC_E$  com base na filtração do feixe e das orientações para o indivíduo. E os valores de  $CC_E$  para o paciente são válidos apenas para indivíduos cujas estruturas anatômicas se assemelham ao modelo MASH, não sendo adequados para pessoas obesas ou de baixa estatura [8].

Os coeficientes de conversão  $CC_E$  e  $CC_{ESD}$  para o médico e o paciente em intervenções cardíacas de radiologia intervencionista foram analisados em sete posições de feixe e três tipos de filtração. Também foram analisados o impacto da cortina plumbífera fixada à mesa cirúrgica e do protetor de vidro plumbífero elevado na diminuição do  $CC_E$  para o profissional de saúde. A utilização desses equipamentos protetores reduziu o  $CC_E$  do médico em até 358% [8].

Os resultados mais altos de  $CC_E$  foram alcançados para as vistas laterais (LAO90° e RAO90°), cranianas (CRAN30°) e caudais (CAUD30°). O que explica isso é que, o tubo de raios X é posicionado sobre a mesa, por isso o  $CC_E$  paciente foi alto. Devido a isso a radiação se espalha e chega nas regiões intermediária e superior do torso do profissional, e nessa região se encontra a maior parte dos órgãos sensíveis a radiação. E mostrou que com a utilização do filtro de cobre ocorreu um aumento dos coeficientes de conversão de dose efetiva e da dose de entrada na pele [8].

## 2.5 Simuladores Antropomórficos na Física da Saúde

Os simuladores antropomórficos virtuais desempenharam um papel fundamental no avanço da física da saúde [3].

Foi por meio deles que a Comissão Internacional de Proteção contra Radiação (ICRP) e o Conselho Nacional de Proteção e Medições contra Radiação (NCRP) mostraram que medidas de proteção radiológica tem suas diferenças quanto a parâmetros de dose registrada em um ponto em comparação da dose que é mensurada em média sobre um órgão ou tecido completo [3].

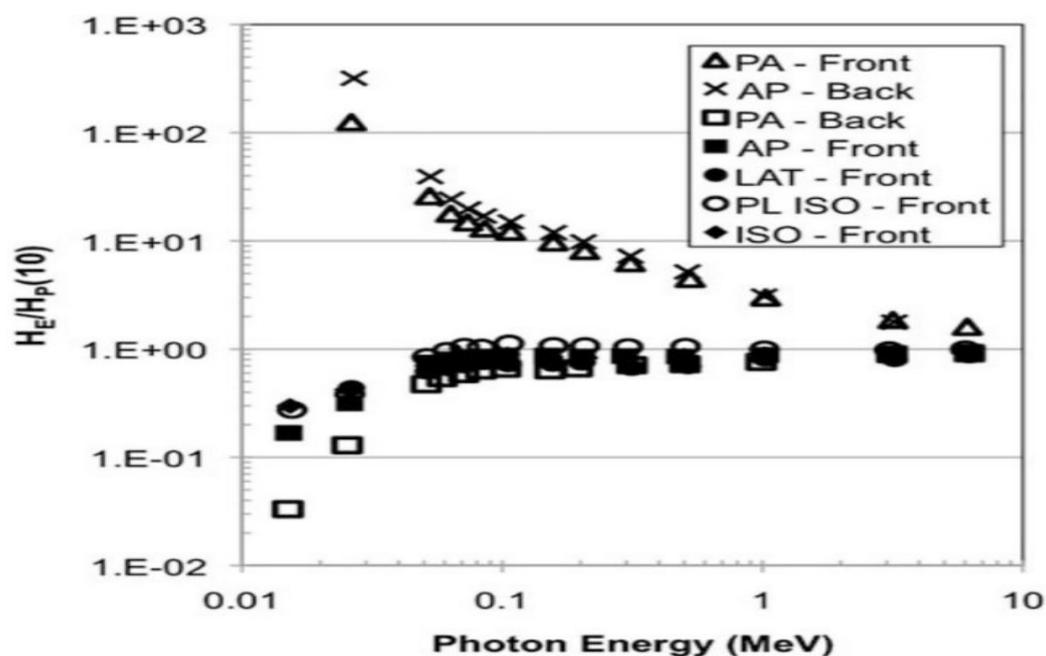
Desde então, a ICRP e a NCRP mudaram a forma de avaliação da dose de radiação com intuito de aprimorar os cuidados devido a exposição [3]. Uma das primeiras ações foi relativo à adoção do parâmetro denominado equivalente de dose efetiva (EDE), que inicialmente foi apresentado em 1977 [3]. Essa ideia foi revisada e renomeada para dose efetiva (E) nos anos de 1990 e 2007. A dose efetiva representa uma média ponderada das doses recebidas por diversos órgãos e estruturas do corpo [3]. É possível considerar que, os danos causados por uma quantidade de dose efetiva seja semelhante para qualquer órgão ou tecido exposto [3].

A dose efetiva não pode ser mensurada de forma direta, por causa disso, a comissão de proteção contra radiação dependia dos simuladores virtuais na determinação de dose efetiva para diversos cenários de exposições [3]. De maneira semelhante, os parâmetros de avaliação da radiação foram ajustados para representar a transição de medidas de dose em pontos específicos para medições de dose média por área [3].

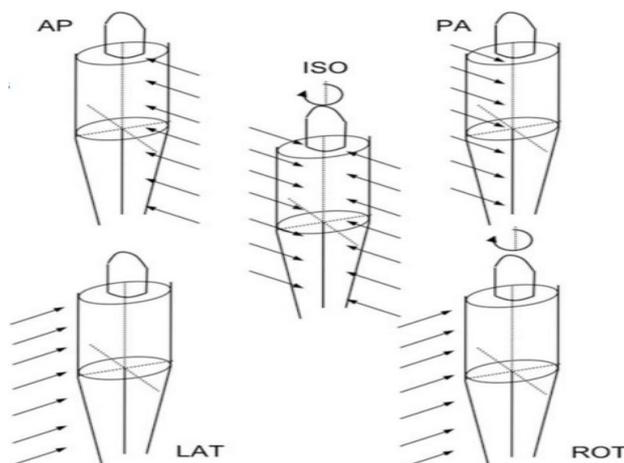
De forma significativa, as organizações revisaram a definição de dose equivalente, que é calculada multiplicando a dose em um local específico pelo coeficiente de qualidade relacionado à transferência de energia linear (LET) [3]. A nova definição, denominada dose equivalente, é obtida ao multiplicar a dose média por volume de um órgão ou tecido por um fator de ponderação da radiação ( $w_R$ ) [3]. Diferentemente de  $Q(L)$ , o  $w_R$  não está intimamente relacionado ao LET [3]. A adoção da dose efetiva e a alteração do equivalente de dose para a dose equivalente refletem uma transformação significativa, passando de medidas de dose em pontos específicos para medidas espaciais [3].

O equivalente de dose efetiva é amplamente empregada para monitorar a radiação em ambientes de exposição externa e interna [3]. Para situações de exposição externa, a dose efetiva é calculada avaliando a dose ocupacional denominada equivalente de dose pessoal a uma profundidade de 10mm Hp (equivalente de dose pessoal), utilizando um dosímetro individual que é posicionado na região do tórax [3]. Por muito tempo, acreditava-se que Hp poderia servir como um indicativo direto da dose efetiva.

Esse entendimento foi fundamentado em medidas realizadas nos objetos matemáticos, além de cálculos de Monte Carlo utilizando o modelo MIRD [3]. Diversas circunstâncias de exposição foram analisadas, revelando que, para a maior parte das energias de fótons e configurações de irradiação, a relação entre a EDE (Equivalente de dose efetiva) e o Hp (10) variava entre 0,5 e 1. A figura 24 apresenta um diagrama das diferentes configurações de irradiação que foram levadas em conta nesta pesquisa [3].



**Figura 24:** O fator de conversão é utilizado como uma função de energia para calcular o equivalente de dose efetiva a partir do equivalente de dose pessoal medido a uma profundidade de 10 mm em diversas situações de exposição [3].



**Figura 25:** As situações de exposição que foram utilizadas para gerar os dados apresentados na figura 24 [3].

A correlação entre equivalente de dose efetiva e  $H_p$  é precisa somente se o dosímetro utilizado para registrar  $H_p$  estiver direcionado para a fonte de radiação [3]. Caso o profissional esteja de costas, a leitura de  $H_p$  em um dosímetro colocado no peito tende a fornecer uma estimativa abaixo do valor real da equivalente de dose efetiva [3].

Em cenários de exposição ampla, diversos autores demonstraram que essa questão pode ser solucionada utilizando dois dosímetros: um posicionado na parte frontal e outro nas costas do profissional [3].

Xu em conjunto com outras pessoas usaram o modelo estilizado do ICRP criado por Christy e Eckerman, juntamente com o código de Monte Carlo MCNP para examinar a correspondência entre a dose efetiva e os dosímetros colocados nas regiões frontal e dorsal em várias configurações de irradiação [3]. A partir desses resultados, foi elaborada uma associação semiempírica entre a dose efetiva e a soma ponderada das medições dos dosímetros, nessa ordem [3]. Eles aplicaram fatores de ponderação de 0,75 e 0,25 às leituras superiores e inferiores do dosímetro. Essa fórmula mostrou uma precisão de até 11% em todas as configurações de irradiação analisadas em seu estudo [3].

É importante notar que, mesmo que o NCRP tenha aceitado a correlação proposta por Xu e seus cooperadores no Relatório nº 122, a instituição optou por adotar uma

correlação menos exata, originada de modelos planos [3]. Mais tarde, Kim e outros colaboradores empregaram o mesmo modelo estilizado, porém aplicaram um método de ajuste estruturado para estabelecer fatores de ponderação atualizados para o Hp medido a 10 mm [3].

A equivalente de dose efetiva de exposições internas foi igualmente calculada com o uso de objetos antropomórficos. Destaca-se a coleção de modelos estilizados, criada por Cristy e Eckerman em 1980 e foi amplamente utilizada para esse fim em estudos de proteção radiológica [3]. Vale notar que esses modelos são, por vezes, referidos como "modelos ORNL" ou "simuladores de referência". A abordagem do ICRP para o cálculo da dose de substâncias radioativas acumuladas no interior do corpo é, em essência, equivalente ao método MIRD [3].

Apesar de atingirem o mesmo resultado, os dois métodos utilizam nomenclaturas distintas em suas construções. Por exemplo, ao invés de valores S derivados da fração absorvida específica, o ICRP utiliza a energia efetiva específica (SEE) [3].

Com base nos dados da energia efetiva específica (SEE), é possível calcular os coeficientes de dose, o que resulta no equivalente de dose comprometido (CDE) para um órgão ou no equivalente de dose efetiva comprometido (CEDE) por unidade de atividade [3]. Assim, o resultado da multiplicação entre o coeficiente de dose e a quantidade consumida ou respirada de substâncias radioativas resulta no CDE (equivalente de dose comprometido) para um órgão ou estrutura específica, ou no CEDE (equivalente de dose efetiva comprometido) para o corpo como um todo. Com esses coeficientes de dose, é viável calcular quantidades regulatórias significativas, como o limite anual de ingestão (ALI) e a concentração de ar derivada (DAC) [3].

As normas para exposições ocupacionais baseiam-se em coeficientes de dose que são obtidos a partir de modelos referência estabelecido pelo ICRP [3]. Conforme o tempo foi passando modelos baseados em voxel que foram sendo utilizados na determinação de frações absorvidas específicas de fótons e nêutrons, além de coeficientes de dose para exposição ocupacional a vários isótopos radioativos [3].

### 2.5.1 Dosimetria de Fótons Externos

Utilizando o objeto VIP-Man, pesquisadores apresentaram um conjunto recente de fatores de conversão de kerma livre no ar para dose absorvida, assim como de kerma livre no ar para a “dose efetiva VIP-Man”, aplicados a feixes de fótons de energia única que variam de 10 keV a 10 MeV [7]. A pesquisa constatou que a abordagem de kerma, que considera que os elétrons secundários gerados por interações de fótons deixam sua energia na área de interação, pode resultar em incertezas possíveis para fótons de alta energia que atingem tecidos externos, como os da mama, pele, lentes oculares ou gônadas [7].

A pesquisa determinou que as dimensões do objeto, a abordagem de kerma e as variações anatômicas foram os três principais elementos que ocasionaram diferenças na dosimetria. Essas análises indicaram maneiras potenciais de aprimorar os objetos estilizados [7].

### 2.5.2 Dosimetria Externa de Nêutrons

Bozkurt e outros cooperadores, utilizaram o modelo VIP-Man para descreverem uma série de fatores de conversão de fluência para dose absorvida e fluência para dose efetiva mensurada para nêutrons de energia de baixa intensidade ( $10^{-9}$  – 20 MeV) e energia de alta intensidade (20 – 10000 MeV) [7].

A dose absorvida para 24 órgãos fundamentais e os dados da dose efetiva obtidos a partir do modelo VIP-Man realista foram exibidos e confrontados com os valores fundamentados em modelos simples de acordo com o método MIRD descritos em estudos anteriores [7]. Os pesquisadores observaram diferenças entre as doses estimadas nos dois objetos e determinaram que vários elementos podem ter influenciado para essas divergências.

As variações nas representações anatômicas, que resultam em uma discrepância de cerca de 10% na dose efetiva, são atribuídas ao fato de que o VIP-Man possui maior

peso e altura, além de como os códigos de Monte Carlo lidam com o transporte de partículas de alta energia, incorporando dados analisados e abordagens teóricas.

### **2.5.3 Dosimetria Interna**

Chao e Xu utilizaram o modelo VIP-Man para determinar coleções abrangentes de frações absorvidas particulares para fontes de elétrons internos [7]. Esse, foi um dos registros de informações sobre elétrons internos para órgãos com estrutura, como esôfago, estômago e intestino grosso [7]. Ainda que os elétrons sejam vistos como radiação de baixa penetração e que, em geral, os estudiosos desconsiderem a dose em órgãos distintos do órgão de origem, os achados deste estudo indicam que as doses recebidas por órgãos adjacentes e próximos podem ser suficientemente elevadas, por isso não podem ser ignoradas [7].

Esta pesquisa apresentou provas robustas de que os elétrons internos influenciam órgãos que estão fora do órgão de origem [7].

### **2.5.4 Dosimetria de Fótons Internos**

O modelo VIP-Man foi empregado para determinar os Fatores de Cálculo de Doses Absorvidas (SAFs) para o sistema gastrointestinal [7]. Os Fatores de Cálculo de Doses Absorvidas (SAFs) para elementos no trato gastrointestinal já foram analisados anteriormente utilizando modelos estilizados [7]. Utilizando o modelo VIP-Man, os pesquisadores confrontaram os Fatores de Cálculo de Doses Absorvidas (SAFs) relacionados a parede do estômago do VIP-Man com os dados previamente divulgados por Cristy e Eckerman referentes a fontes de fótons presentes no interior do estômago [7].

Os objetos estilizados foram muito usados pelos pesquisadores na área de medicina nuclear. Porém, os Fatores de Cálculo de Doses Absorvidas provenientes desses modelos continham indefinições quando eram confrontados ao VIP-Man em determinadas condições [7]. A pesquisa evidenciou os benefícios do modelo VIP-Man,

que, devido à sua dimensão reduzida de voxel, possibilitou a realização de dosimetria em regiões diminutas de tecidos, como a mucosa do trato gastrointestinal [7].

### **CAPÍTULO 3**

#### **METODOLOGIA**

O objetivo do trabalho foi fazer uma revisão bibliográfica dos simuladores antropomórficos virtuais utilizados na dosimetria das radiações ionizantes. Foi feita uma descrição breve desses objetos simuladores que são empregados no estudo de dose de radiação absorvida pelo organismo quando são expostos a radiação. E mostrar também as três gerações desses simuladores.

As informações pedagógicas foram retiradas dos livros: Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry, 2009; The Phantoms of Medical and Health Physics, 2014; Física das Radiações, 2010. Foi utilizado trabalhos acadêmicos e artigos que descreviam informações sobre código de Monte Carlo e sobre Radiologia Intervencionista. No site National Library Medicine consegui grande parte das imagens. Outras informações como, ICRP e complementação de pesquisa sobre grandezas dosimétricas utilizei pesquisas rápidas. As palavras-chave utilizadas foram: Phantom MIRD-5, Grandezas dosimétricas, ICRP, Modelos computacionais.

Foi feita uma comparação dos dados apresentados pelos dois livros que descreviam os simuladores antropomórficos, e por conter mais informações, o livro The Phantoms of Medical and Health Physics, 2014, foi o mais utilizado. Conteúdo sobre Grandezas dosimétricas foi retirado do livro da Emico Okuno, Física das Radiações, 2010.

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os simuladores antropomórficos virtuais avançaram significativamente ao longo dos anos. Já em 1940, foram desenvolvidas representações numéricas da anatomia do corpo humano para serem utilizados em cálculos dosimétricos [3]. No entanto, o primeiro modelo antropomórfico só foi documentado em 1960 [3].

Durante os anos de 1970 e 1980, esses modelos matemáticos ou estilizados deixaram de ser tão rudimentares. Essa progressão iniciou-se com a definição de uma massa única para cada órgão e evoluiu para o uso de formas geométricas básicas para representar a anatomia e fisiologia do corpo humano [3]. O ponto alto desses modelos foi alcançado em 1980, quando modelos especializados para diferentes faixas etárias e gêneros foram detalhadamente relatados e aplicados em diversos estudos, abrangendo dosimetria de radiações ionizantes e aplicações em radiodiagnóstico e radioterapia [3].

Durante esse período, as pessoas já tinham seus computadores e podiam ter acesso aos códigos de Monte Carlo o que possibilitou vários estudos sobre os simuladores [3]. E todos os estudos sobre simuladores antropomórficos estilizados conduzidos no Oak Ridge National Laboratory (ORNL) no ano de 1980 foi o ponto de partida na evolução dos objetos simuladores [3]. O objeto simulador MIRD-5 criado no Oak Ridge National Laboratory (ORNL) possibilitou que modelos adultos diferenciados por sexo fossem criados pelo Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung (GSF) na Alemanha [3]. Em 1990, ocorreram amplos avanços nos objetos simuladores de mulheres gestantes e nos objetos simuladores de cabeça, tudo estava fortemente baseado nas pesquisas realizadas no ORNL [3].

Fica evidente que a participação estreita entre os principais criadores dos objetos simuladores foi um elemento crucial para o êxito desses modelos iniciais [3].

No entanto, alguns simuladores dessa fase não ficaram tão evidenciados. O objeto CAM por exemplo, não era tão conhecido pelos pesquisadores da área de proteção radiológica [3]. Já no final de 1980 inicia-se a nova fase dos simuladores antropomórficos virtuais, com o começo dos estudos para criar modelos baseados em imagens

tomográficas. O objetivo era aprimorar a representação anatômica, resultando no desenvolvimento dos chamados modelos voxels [3].

De 1990 até o começo dos anos 2000, os pesquisadores tinham dúvidas sobre as funções que os modelos voxel teriam em termos de otimização de dose quando comparados aos modelos estilizados, pois perceberam que a criação e o uso deles tinham suas falhas [3]. Uma das preocupações estava relacionada ao processo de conversão das imagens tomográficas em estruturas anatômicas, que geralmente era realizado de forma manual [3]. Na maioria das vezes só alguns tecidos, como a estrutura óssea, podiam ser gerados automaticamente. Além disso, a criação desses objetos, frequentemente demandava um tempo considerável para serem finalizados [3].

Os modelos iniciais criados na GSF apresentavam uma profundidade dos cortes de imagem bastante fina, variando entre 4 e 8 mm, o que acabava por afetar a exatidão estrutural da anatomia [3].

Ainda atualmente, não existe um acordo claro sobre o que define uma segmentação precisa, uma vez que esse procedimento muitas vezes requer que o pesquisador faça certas suposições sobre a anatomia durante a interpretação das imagens [3]. Alguns órgãos, como o sistema digestório e o intestino, apresentam um contraste de imagem deficiente, tornando a segmentação quase inviável nos exames tomográficos sem o uso do contraste [3]. Além disso, uma coleção de dados de imagem com definição de pixel superior a 2 mm x 2 mm não é detalhado o bastante para identificar muitos órgãos pequenos e sensíveis a radiação [3]. Como consequência, a epiderme na maioria dos modelos voxels atuais é gerada de forma sintética [3]. A delimitação da medula óssea vermelha também apresenta dificuldades. Assim, a dose relacionada a essa estrutura é frequentemente determinada de forma empírica, já que não é simples representá-la imediatamente no modelo [3].

Quando os criadores do modelo VIP-Man relataram que a medula óssea vermelha foi delineada a partir de imagens coloridas com definição de 0,33 mm x 0,33 mm, o estudo foi analisado por especialistas, em função da ausência de concordância em relação ao método de definição de contornos [3].

Apesar de numerosos modelos e informações sobre dosimetria serem apresentados, a exatidão frequentemente não podia ser determinada, devido à ausência de protocolos padrões que deveriam ser seguidos [3].

Os modelos voxel conseguiram representar as estruturas anatômicas do corpo de forma fiel, porém eram personalizados para cada indivíduo [3]. Os pesquisadores então entenderam que um modelo apenas não podia ser usado para um conjunto de pessoas, e que esses objetos teriam que ser baseados nos modelos referência, portanto deveriam ser revisados e conter tamanhos de órgãos e tecidos acordados com as regras publicadas pelo ICRP [3].

Até agora, a trajetória da criação de objetos simuladores tem girado em torno do conceito “Homem de Referência”, que demanda que um modelo antropomórfico se aproxime dos valores medianos em relação a estatura e ao peso corpóreo para um determinado sexo e idade [3]. Levando em conta a precisão estrutural de cada modelo voxel, a abordagem do "Homem de Referência" contrariou algumas vezes o objetivo inicial de aprimorar as previsões de dose para um grupo de trabalhadores, que claramente apresentavam variações anatômicas em relação ao modelo voxel representado naquele momento da história [3].

Por outro lado, os modelos BREP mostraram-se capazes de viabilizar o desenvolvimento de modelos avançados que abarcam uma diversidade maior de pessoas, considerando variações de altura, peso e estrutura dos órgãos [3].

Esses atributos eram inatingíveis há um certo tempo, mas os avanços tecnológicos e o conhecimento coletivo do meio científico conseguiram aprimorar a representação do corpo humano de forma bem mais sofisticada [3].

Xu e seus colegas de pesquisas sugeriram que os modelos voxels e BREP fossem combinados dando origem aos modelos híbridos que seriam uma nova forma de representação da anatomia humana, usados na área de proteção radiológica para pessoas que são expostas a radiação [3]. Esses modelos híbridos é um aperfeiçoamento de uma imagem primitiva. Aplica-se técnicas de modelagem NURBS e assim os contornos dos órgãos e tecidos tornam-se mais precisos tornando a representação anatômica do objeto mais real possível segundo o padrão do Homem de Referência, que são estabelecidos pela ICRP [3].

Obviamente que com os softwares mais sofisticados esses modelos BREP podem ser criados sem muitas restrições quando comparados aos modelos matemáticos [3]. Ao longo dos anos, esses modelos passaram por aprimoramentos significativos,

especialmente devido aos avanços nos códigos de Monte Carlo e em softwares especializados [3].

## CONCLUSÕES

Os simuladores antropomórficos estão assumindo uma função crucial e relevante na determinação da dose absorvida pelos indivíduos durante intervenções médicas, contribuindo para a avaliação do efeito total dessas práticas sobre a saúde e tornando possível estabelecer medidas de proteção radiológica em qualquer espaço onde há a utilização de radiação ionizante [3].

Com o passar do tempo os simuladores foram evoluindo de acordo com o avanço tecnológico de cada época. A partir de computadores com processadores mais sofisticados e memória de dados acessíveis tornou-se possível criar mais objetos simuladores. Com o avanço dos códigos de Monte Carlo e das técnicas de modelagem, as representações humanas ficaram mais realistas e isso trouxe uma precisão maior no estudo de doses absorvidas nos tecidos.

Além do mais, medidas de proteção radiológica são melhores implementadas devido a vários estudos comprovando por meio desses modelos computacionais que a radiação pode causar danos quando medidas de proteção não são aplicadas adequadamente.

Os simuladores antropomórficos virtuais desempenharam um papel fundamental no avanço da física da saúde [3]. Foi por meio deles que a Comissão Internacional de Proteção contra Radiação (ICRP) e o Conselho Nacional de Proteção e Medições contra Radiação (NCRP) mostraram que medidas de proteção radiológica tem suas diferenças quanto a parâmetros de dose registrada em um ponto em comparação da dose que é mensurada em média sobre um órgão ou tecido completo [3].

Portanto, a aplicação desses simuladores na radioterapia, radiodiagnóstico e medicina nuclear é de extrema importância para o uso seguro e eficiente da radiação ionizante. Além de otimizar a prática de dosimetria interna e externa.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] OKUNO, E; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. Ed. Oficina de Textos. São Paulo,2010.
- [2] Pereira, W; P. Júnior, A; Dantas, M et al. Comparação entre a norma brasileira de radioproteção e a recomendação da International Commission on Radiological Protection,2007. Disponível em [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/42/081/42081670.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/42/081/42081670.pdf) Acessado em 01/10/2024.
- [3] DeWerd, L; Kissick, M. **The Phantoms of Medical and Health Physics**. Ed. Springer. New york, 2014.
- [4] RITA, L. Proteção e Segurança Radiológica. Disponível em <https://www.lucianosantarita.pro.br/index.php/topicos/detal> Acessado em 01/10/2024.
- [5] Maziero, J. INTRODUÇÃO AO METODO DE MONTE CARLO: EXEMPLOS DE APLICAÇÃO. Trabalho de graduação da UFSM/RS,2007.
- [6] TEIXEIRA, G; SOUZA, C; MACEDO, E et al. Facilidades de códigos de Monte Carlo para obter CSR, 2019. Disponível em <https://www.bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/article/view/891/549> . Acessado em 01/10/2024.
- [7] Xu, George. Um crescimento exponencial da pesquisa computacional de fantasmas em proteção contra radiação, imagem e radioterapia: uma revisão da história de cinquenta anos, 2014. Disponível em <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4169876/#S4> Acessado em 01/10/2024.
- [8] SANTOS, W; NEVES, L; PERINI, A et al. Exposições em radiologia intervencionista usando simulação de Monte Carlo acoplada a fantasmas antropomórficos virtuais, 2015. Disponível em <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179715001519> Acessado em 01/10/2024.
- [9] Imagem do Simulador Anatomical Man (CAM), 2005. Index of Phantoms. Disponível em <http://cmpwg.ans.org/phantoms/> Acessado em 01/10/2024.
- [10] KRAMER, R; VIEIRA, J; KHOURY, H et al. Tudo sobre MAX: Um fantasma de voxel adulto masculino para cálculos de Monte Carlo em dosimetria de proteção

radiológica, 2003. Disponível em <https://www.researchgate.net/publication/10704041>  
Acessado em 01/10/2024.

[11] MUSA, A; RIZAL, F; ASHOUR, N et al. Investigação Teranóstica de Gadolínio-159 para Carcinoma Hepatocelular: Estudo de Simulação de Monte Carlo, 2022. Disponível em <https://www.researchgate.net/publication/366049776>. Acessado em 01/10/2024.

[12] VIEIRA, J; ANDRADE.P; OLIVEIRA, A et al. Desenvolvimento de fantasmas computacionais antropomórficos na UFPE, 2023. Disponível em <https://www.researchgate.net/publication/369126782> . Acessado em 01/10/2024.

[13] XU, X; ECKERMAN, K. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Ed. CRC Press Taylor e Francis Group. Boca Raton, 2009.

[14] DIMBYLOW, P. Desenvolvimento do fantasma voxel feminino, NAOMI, e sua aplicação em cálculos de densidades de corrente induzidas e campos elétricos a partir de campos magnéticos e elétricos de baixa frequência aplicados, 2005. Disponível em <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/50/6/002> . Acessado em 01/10/2024.

[15] KRAMER, R; CASSOLA, V; KHOURY, H et al. FASH e MASH: Fantasmas humanos adultos femininos e masculinos baseados em superfícies de malha poligonal: II. Cálculos dosimétricos, 2010. Disponível em <https://www.researchgate.net/publication/40686891>. Acessado em 01/10/2024.