



**MINISTÉRIO DA SAÚDE
INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER**



**JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA)
ESCOLA POLITÉCNICA DE SAÚDE JOAQUIM VENÂNCIO (EPSJV / FIOCRUZ)
ÁREA DE ENSINO TÉCNICO / COORDENAÇÃO DE ENSINO
CURSO DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL TÉCNICA DE NÍVEL MÉDIO
ESPECIALIZAÇÃO EM RADIOTERAPIA**

JOSÉ CICERO CORDEIRO DA SILVA

**RADIOTERAPIA ADJUVANTE DE MAMA: E ROTINA COM
PLANEJAMENTO E TRATAMENTO TÉCNICO EM (SSD) E (SAD)**

Rio de Janeiro

2019

JOSÉ CICERO CORDEIRO DA SILVA

**RADIOTERAPIA ADJUVANTE DE MAMA: E ROTINA COM
PLANEJAMENTO E TRATAMENTO TÉCNICO EM (SSD) E (SAD)**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto Nacional de Câncer José de Alencar Gomes da Silva como requisito parcial para conclusão do Curso de Educação Profissional Técnica de Nível Médio Especialização em Radioterapia.

Orientador: Ariana Teixeira Reis Braga

Co-Orientador: Claudia Regina Fernandes

Rio de Janeiro

2019

JOSÉ CICERO CORDEIRO DA SILVA

**RADIOTERAPIA ADJUVANTE DE MAMA: E ROTINA COM
PLANEJAMENTO E TRATAMENTO TÉCNICO EM (SSD) E (SAD)**

Avaliado e Aprovado por:

Ariana Teixeira Reis Braga

Ass. _____

Maria Luiza Bernardo Vidal

Ass. _____

Alexandre Moreno

Ass. _____

Data: ___/___/___

Rio de Janeiro

2019

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me dado forças nos momentos difíceis e por ter me guiado pelo caminho certo nesta fase da minha vida.

Agradeço também aos meus pais, Pedro Pereira da Silva e Maria José Cordeiro da Silva, por serem mais do que pais, mas grandes amigos. Por terem sempre me apoiado nas decisões muitas vezes difíceis, que tive que enfrentar até aqui.

Agradeço a minha orientadora Ariana Teixeira Reis Braga por, além de me orientar, ter realmente participado neste trabalho, mostrando dedicação e empenho, nos quais foram essenciais para a conclusão deste trabalho.

Agradeço a minha esposa Valdivina Firmino da Cruz por ter me apoiado nesta jornada árdua.

Agradeço ao técnico de radioterapia e amigo Jucinaldo dos Santos por ter contribuído e ajudado na conclusão deste trabalho.

RESUMO

Introdução: O câncer de mama é a neoplasia de maior incidência entre as mulheres. A radioterapia adjuvante confere melhor controle local após a cirurgia curativa em vários estádios da doença. O tratamento de radioterapia pode ser planejado e entregue a partir de diferentes técnicas. **Objetivo:** Compreender e comparar, na radioterapia adjuvante de mama: as rotinas de planejamento e tratamento nas técnicas SSD e SAD. **Metodologia:** Acompanhamento das atividades e relatos de experiência no setor de Radioterapia do INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA). **Desenvolvimento:** O trabalho faz uma abordagem comparativa das duas técnicas de programação e tratamento utilizadas em uma radioterapia adjuvante de mama; nessas técnicas a programação é feita baseada em relação à posição do isocentro do aparelho: sendo assim o isocentro pode ser trabalhado com relação: distancia fonte-superfície (SSD) e distancia fonte-eixo (SAD) da mama. Os resultados do trabalho mostram que na primeira, o isocentro está na superfície da mama do paciente e, na segunda, ele estar na profundidade de tratamento da mama. Na técnica SAD, o paciente fica mais próximo do cabeçote do aparelho, sendo assim pode ocorrer colisão do gantry com a mesa, principalmente se estiver usando blocos de proteção. **Conclusão:** A técnica SSD é mais frequentemente utilizada para o planejamento e tratamento de pacientes pelo método convencional ou 2D, mas o técnico tem que entrar várias vezes na sala de tratamento para posicionar o paciente. O que aumenta o tempo de tratamento e aumenta as chances de risco de erros no posicionamento. A técnica SAD confere maior agilidade e confiabilidade, porém seu planejamento é mais complexo. O técnico em radioterapia deve dominar cada um dos passos dessas diferentes modalidades de tratamento a fim de garantir tratamento de qualidade para os pacientes.

Palavras-chave: Câncer de mama, Radioterapia, SSD e SAD

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	9
2. OBJETIVO GERAL.....	10
2.1. OBJETIVO ESPECÍFICO.....	10
3. JUSTIFICATIVA.....	11
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	12
5. DESENVOLVIMENTO.....	13
5.1. ANATOMIA DA MAMA.....	13
5.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.....	14
5.3. SIMULADOR PARA DO TRATAMENTO DE CANCER DE MAMA.....	19
5.4. BIDIMENSIONAL (2D).....	21
5.5. TRIDIMENSIONAL/CONFORMACIONAL (3D).....	24
5.6. SSD.....	26
5.7. SAD.....	28
6. DISCUSSÃO.....	30
7. CONCLUSÃO.....	31
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	32

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Anatomia da mama.....	13
FIGURA 2 - Paciente na rampa de mama posicionada no Tomógrafo.....	15
FIGURA 3 - Rampa de mama (<i>Breast Board</i>) com suas referências alfanumérica para posicionamento	16
FIGURA 4 - Ficha para preencher os parâmetros de posicionamento da paciente ..	17
FIGURA 5 - Suporte "T" para posicionamento em que a paciente precisa elevar os dois braços	18
FIGURA 6 - Imagem tomográfica adquirida com os bibs	19
FIGURA 7 - Simulador.....	20
FIGURA 8 - Imagem 2D ou bidimensional dos campos tangentes (mama) e anterior (fossa supraclavicular).....	21
FIGURA 9 - Paciente posicionado na rampa de mama (<i>Breastboard</i>).....	23
FIGURA 10 - Suporte em "T" (<i>wingboard</i>).....	24
FIGURA 11 - Imagem 3D ou tridimensional	25
FIGURA 12 - Tratamento em SSD (<i>Source Skin Distance</i>).....	26
FIGURA 13 - Comparação entre os tamanhos de campo, mudando a técnica: SSD x SAD	27
FIGURA 14 - Paciente posicionado em SAD (<i>Source Axis Distance</i>)	28
FIGURA 15 - Comparação entre dois planos (isocentro na linha média e fora dela). Observe a mudança no SSD quando se altera o isocentro.....	29

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Vantagens e desvantagens entre SSD e SAD.....	30
---	-----------

LISTA DE ABREVIATURAS

AP – Antero Posterior

CTV – *Clinical Targent Volume*

DAP – Diâmetro Antero Posterior

DFE – Distância Fonte Eixo

DFS – Distância Fonte Superfície

DLL – Diâmetro Latero Lateral

DVH – Histogramas Dose Volume

FSC – Fossa Supra Clavicular

GTV – *Gross Targent Volume*

ICRU – *International commission on radiation units and measurements*

INCA – Instituto Nacional de Câncer

PTV – *Planning Targent Volume*

SAD – *Source Axis Distance*

SSD – *Source Skin Distance*

TC – Tomografia Computadorizada

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

1. INTRODUÇÃO

Para o Brasil estimam-se 59.700 casos novos de câncer de mama, para cada ano do biênio 2018 – 2019, com um risco estimado de 56,33 casos a cada 100 mil mulheres. Em termos globais, o câncer de mama representa o tumor maligno de maior incidência entre as mulheres, excluindo-se as neoplasias de pele não melanoma (INCA, 2018). O diagnóstico precoce é um dos principais fatores prognósticos, e a escolha terapêutica vai depender do estágio clínico da doença, das características anatomopatológicas, condições clínicas, idade e desejo da paciente.

Mulheres com câncer de mama muito frequentemente tem que passar por tratamento cirúrgico, depois dele e mesmo com exames de imagens e laboratoriais sem alterações a paciente poderá ter indicação de tratamento adjuvante.

A adjuvância destas pacientes pode incluir tanto quimioterapia, quanto radioterapia, quanto bloqueio hormonal. O tratamento adjuvante reduz o risco de recidiva local de 32% para 16% quando estratificado em termos de recidivas invasivas e não invasivas (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

O planejamento do tratamento de radioterapia pode ser realizado utilizando diversos critérios técnicos. Entre esses critérios, a distância da fonte de radiação até o alvo de tratamento é extremamente importante. Imagine uma situação em que cada paciente fosse tratado a uma distância diferente; as dificuldades que resultariam na confecção de equipamentos de simulação, o trabalho dos físicos para determinação dos cálculos de tempo do tratamento, as dificuldades para os técnicos executarem com precisão todos e, principalmente o impacto negativo na obtenção dos resultados desses tratamentos. Talvez por esta razão as máquinas foram dimensionadas para efetuar o tratamento a uma determinada distância entre a fonte e o alvo. Os equipamentos de teleterapia mais comuns são: a) Bomba de cobalto. Embora ainda existam bomba de cobalto operando frequentemente na distância de 80cm e muito raramente a 100cm. b) independente se de baixa ou alta energia os aceleradores lineares operam à distância de 100cm (INCA, 2000.)

No presente trabalho será discutida a influência da distância no planejamento e execução dos tratamentos de mama, apresentando uma comparação na utilização das técnicas de SAD (*Source Axis Distance*) ou SSD (*Source Skin Distance*).

2. OBJETIVO GERAL

Compreender e comparar, na radioterapia adjuvante de mama: as rotinas de planejamento e tratamento nas técnicas SSD e SAD.

2.1.OBJETIVO ESPECÍFICO

- Descrever a técnica SSD, desde o planejamento até a rotina de tratamento;
- Descrever a técnica SAD, desde o planejamento até a rotina de tratamento;
- Estabelecer um paralelo entre as duas técnicas observando sua aplicabilidade no tratamento de pacientes com câncer de mama.

3. JUSTIFICATIVA

O presente trabalho torna-se relevante em razão da freqüente necessidade de tratamento de radioterapia adjuvante de câncer de mama nas mulheres, assim tenho comparado e vivenciado de perto as diferenças entre as duas técnicas empregadas na programação e tratamento SSD distancia fonte-superfície e SAD distancia fonte-eixo. Assim como resultado adquirindo, eficiência na qualidade do serviço e no atendimento ao paciente tratado.

4. MATERIAL E METÓDOS

Foi observado e comparado os procedimentos e técnicas de programação SSD e SAD no tratamento de radioterapia adjuvante de mama INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA).

Foi elaborado no período de 30 de julho a 30 de novembro de 2018.

5. DESENVOLVIMENTO

5.1. ANATOMIA DA MAMA

As mamas são estruturas complexas constituídas por tecidos glandular, adiposo e conjuntivo, além de vasos sanguíneos, linfáticos e fibras nervosas (**figura 1**). Cada mama é constituída por um conjunto de 15 a 20 unidades funcionais conhecidas como lobos mamários, compostos por 20 ductos terminais que se exteriorizam pelo mamilo. Apresentam uma forma cônica ou pendular, variando de acordo com as características biológicas corporais e com a idade da pessoa (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

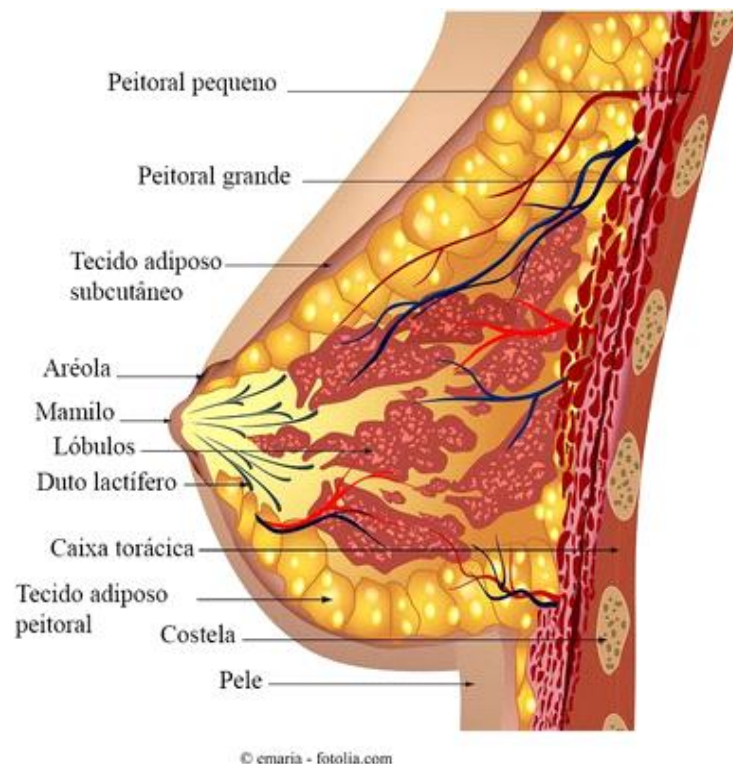


Figura 1 - Anatomia da mama

Fonte: <https://www2.ifal.edu.br/campus/site/arapiraca-noticias/licao-de-saude-2018outubrosa2019-prevencao-ao-cancer-de-mama>

O principal suprimento sanguíneo é proveniente das artérias mamárias internas e da artéria mamaria externa ou artéria torácica lateral. O restante da irrigação é

derivado de pequenos vasos das artérias intercostais, artéria toracodorsal, subescapular e toracoacromial (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

A maioria dos tumores se instala inicialmente na porção ductal terminal da unidade lobular da mama. O tecido glandular é mais abundante no quadrante súpero-lateral, razão pela qual metade dos tumores se apresenta inicialmente nessa região.

A drenagem linfática da mama ocorre preferencialmente para a axila, e o restante drena para as outras cadeias como mamaria interna e fossa supraclavicular (FSC). Anatomicamente as cadeias linfonodais estão divididas em: axila, axila baixa, axila média, axila infraclavicular e fossa supraclavicular (FSC) (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013)

Na radioterapia da mama classicamente é utilizado a teleterapia como modalidade de tratamento. Existem diversos esquemas de dose e fracionamento utilizados, muito embora a maioria dos grandes centros mundiais use de 45 Gy a 50 Gy de dose total com 1,8 cGy a 2,0 cGy por fração. Sob argumentação de que o leito tumoral é o sitio da maior parte das recidivas locais e que um maior controle pode ser conseguido com um reforço de dose, de 10 a 16Gy adicionais podem ser administrados no quadrante inicialmente acometido pelo tumor, incluindo o leito cirúrgico que é delimitada com marcadores radiopacos cirúrgicos e cicatriz cutânea da incisão (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

5.2. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Nesse processo de simulação o técnico em radioterapia utiliza a tomografia para aquisição de imagens (**figura 2**) sem que a paciente portadora de câncer de mama passe por um simulador convencional, chamado de simulação virtual. Para a simulação, é necessário um tomógrafo específico para radioterapia onde ele necessita de uma mesa plana especial semelhante às utilizadas nas unidades de tratamento, além de lasers fixos em sua sala para auxiliar na localização e na determinação do isocentro de simulação da mama. A abertura do gantry do tomógrafo pode ser um fator limitante quando há necessidade de utilização de acessórios de posicionamento como a rampa de mama. Os tomógrafos específicos já são projetados com abertura de gantry com 100 cm e são comercializados especificadamente para uso em

radioterapia. O técnico faz aquisição de imagens tomográficas da mama e áreas próximas no plano transversal do paciente.



Figura 2 - Paciente na rampa de mama posicionada no Tomógrafo

Nesta etapa, assim como na simulação convencional, o técnico em radioterapia comumente posiciona a paciente na rampa de mama (**Figura 3**), escolhe suas referências alfanuméricas para maior conforto do paciente que são posicionados de acordo com o isocentro presumido. A cabeça da paciente fica virada contra lateralmente e o braço ipsilateral ao tumor em angulação de 90 graus com o tórax com mão em direção à cabeça, definido através da localização sobre as referências dos lasers. O técnico em radioterapia tem que ter muita atenção no preenchimento da

ficha de parâmetro alfanumérico (**Figura 4**) que todo posicionamento do tratamento será reproduzido baseado nessa ficha na imobilização do paciente e na localização do isocentro de simulação.

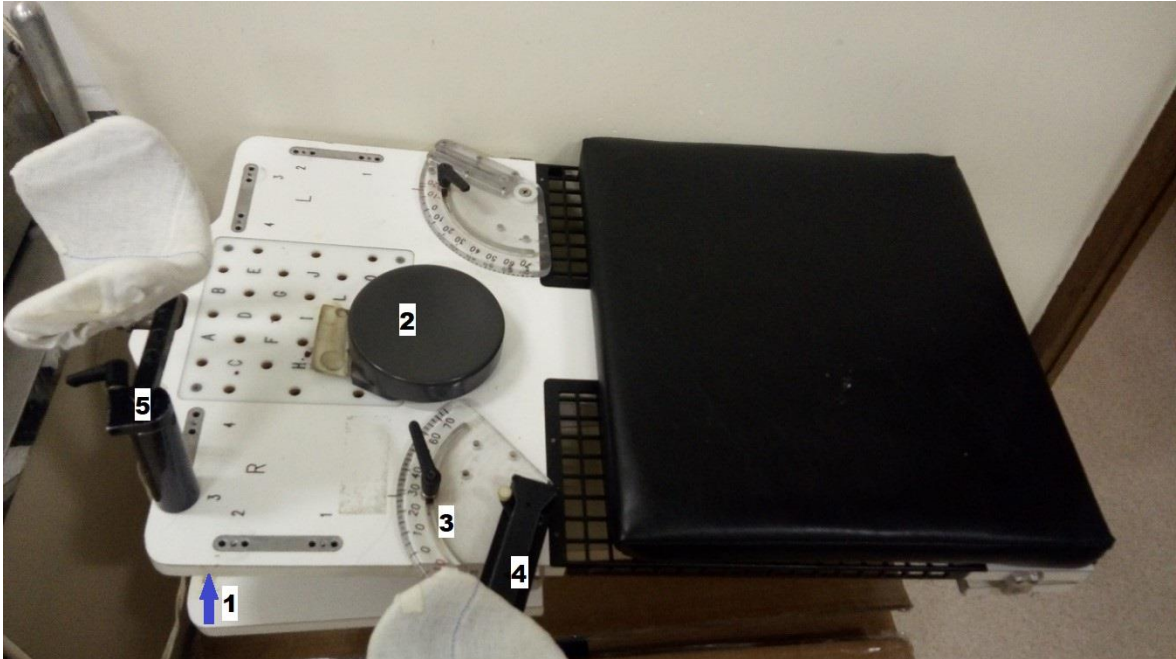


Figura 3 - Rampa de mama (Breast Board) com suas referências alfanumérica para posicionamento

1. Rampa para elevação da região torácica.
2. Apoio para cabeça com parâmetros representados por letras.
3. Determina o grau de angulação do braço.
4. Apoio para o braço.
5. Apoio para o antebraço.



Figura 5 – Suporte “T” para posicionamento em que a paciente precisa elevar os dois braços

Sobre a pele do paciente, fazemos a marcação dos lasers com caneta preta e colocamos marcadores radiopacos puntiformes (bibs), devendo escolher para tal áreas com menos mobilidade, que serão visíveis na tomografia de planejamento para definir a origem sem, no entanto, provocar artefato significativo.

As imagens adquiridas na tomografia, que contém todas as informações anatômicas da paciente, são enviadas para uma estação e sistema de planejamento de tratamento constituído por um computador provido de um programa específico **(figura 6)**.



Figura 6 - Imagem tomográfica adquirida com os bibs

O conjunto de imagens tomográficas é processado e transformado em paciente virtual em três dimensões (3D). Com essas imagens tridimensionais da paciente, é feita a determinação do isocentro de tratamento na mama, tamanhos e quantidades de campos e regiões a serem protegidas.

5.3. SIMULADOR PARA DO TRATAMENTO DE CANCER DE MAMA

Nele, define-se o isocentro de tratamento, os campos de irradiação para a região da mama a ser tratada e são escolhidos os acessórios de posicionamento e imobilização de tratamento para garantir a sua reprodutibilidade durante todo a radioterapia quando realizado o planejamento bidimensional. Quando realizado o planejamento tridimensional é utilizado para realizar o deslocamento, procedimento durante o qual é feita a marcação do isocentro para o tratamento conforme planejamento previamente aprovado e checados os parâmetros físicos do mesmo. Isso é possível porque a mesa do simulador (**figura 7**) tem os mesmos movimentos das mesas de tratamento e reproduz as condições geométricas do tratamento que será realizado na unidade de teleterapia.



Figura 7 - Simulador

Terminando a simulação, as imagens radiográficas ou fluoroscópicas do paciente serão enviadas para a física médica, onde serão feitos os cálculos de doses e de tempo de tratamento desse paciente.

5.4. BIDIMENSIONAL (2D)

Na simulação convencional, em geral para o planejamento do tratamento de mama é utilizado a técnica SSD de campos paralelos opostos e tangentes hemibloqueados, é escolhida a angulação adequada do gantry para a irradiação de toda a mama, podem ser utilizados, feixes de gama ou fótons de 6 MV. Para a irradiação das cadeias de drenagem linfática, quando necessário, são usados campos diretos anteriores.

Assim adota-se como rotina a utilização de campos hemibloqueados com a finalidade de reduzir as doses de radiação nos pulmões e coração quando do tratamento da mama esquerda, que seriam mais altas com a divergência do feixe. O bloqueio da metade do campo de irradiação pode ser feito com acessório chamando bloqueador de meio campo ou com colimadores assimétricos, bastando assim fechar apenas um dos colimadores.

Todo o processo de localização do tumor a definição do tamanho dos campos de irradiação é feito com base em parâmetros ósseos, e também se definem os campos a partir destes parâmetros encontrados na radiografia (**figura 8**), além de parâmetros de anatomia de superfície e da utilização de marcadores radiopacos para facilitar a visualização das cicatrizes cirúrgicas, na qual o local a ser irradiado é predefinido com base nas informações contida no estadiamento e prontuário do paciente.

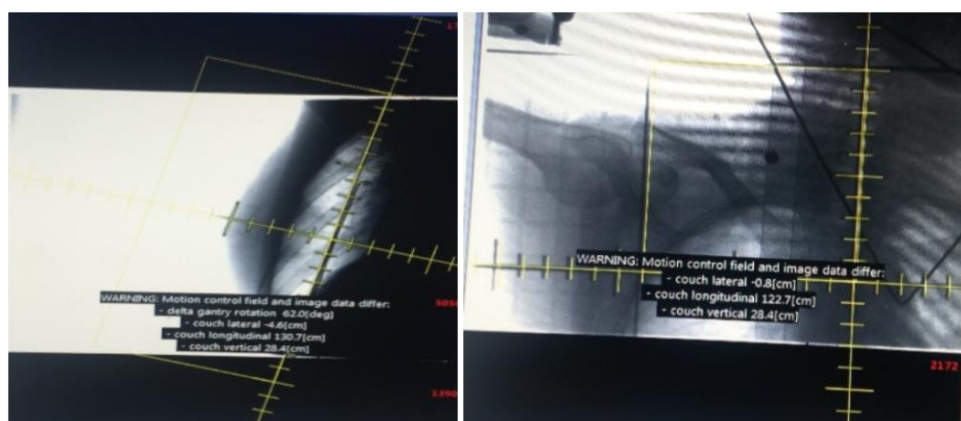


Figura 8 - Imagem 2D ou bidimensional dos campos tangentes (mama) e anterior (fossa supraclavicular)

Os limites clínicos da mama e do plastrão, nas pacientes mastectomizadas, devem incluir toda a cicatriz cirúrgica e são definidos da seguinte maneira:

- **Limite medial:** linha mediana (sobre o esterno);
- **Limite lateral:** linha axilar média ou 1 cm além do volume de tecido mamário palpável;
- **Limite inferior:** 2 cm abaixo do sulco inframamário em mamas presente ou 2 cm abaixo do sulco inframamário da mama contralateral após mastectomia;
- **Limite superior:** segundo espaço intercostal ou cabeça da clavícula;
- **Limite profundo:** 1,5 cm a 2 cm de pulmão.

Para irradiação das cadeias de drenagem pode-se utilizar os campos de fossa supraclavicular (FSC) que são definidos da seguinte maneira:

- **Limite medial:** borda interna do músculo esternocleidomastoideo;
- **Limite lateral:** linha axilar média;
- **Limite inferior:** abaixo da cabeça da clavícula, respeitando a junção com os campos tangentes;
- **Limite superior:** tangente à pele do ombro.

Podemos utilizar ainda o campo de reforço axilar posterior, onde o gantry será posicionado a 180°, cujos limites ósseos são assim definidos:

- **Limite medial:** cruzamento da clavícula com os arcos costais;
- **Limite superior:** parte superior da junção acrômio clavicular;
- **Limite lateral:** linha axilar média;
- **Limite inferior:** abaixo da cabeça da clavícula, respeitando a junção com os campos tangentes.

Emprega-se nesta técnica a coincidência entre os limites dos campos inferior da fossa e superior da mama que deve ser conseguida a fim de se evitar a ocorrência de pontos de sub ou super dosagens.

Para o cálculo das distribuições de dose e do tempo de tratamento, é necessário fazer um molde com o contorno da mama da paciente e desenhá-lo em um papel para posterior digitalização em um sistema de planejamento do tratamento a ser feito por um médico radio-oncologista e físico-médico. Necessita-se ainda

realizar medidas de distância fonte superfície (DFS) e distância antero posterior (DAP) em pontos de interesse da FSC e da axila definidos pelo médico assistente.

Nessa técnica o paciente é posicionado em decúbito dorsal e mobilizado com o auxílio de suportes como rampa de mama ou *Breast Board* (**figura 9**), no qual a cabeça da paciente fica virada contra lateralmente e mão ipsilateral ao tumor sob a cabeça. Os parâmetros para posicionamento tanto da cabeça, quanto do membro superior ipsilateral a lesão da paciente será ajustada para o maior conforto da paciente, permitindo a manutenção deste posicionamento ao longo do tratamento.



Figura 9 - Paciente posicionado na rampa de mama (Breastboard)

Poderá ser realizado o tratamento também no *Wing Board* (**figura 10**) ou suporte em “T”, no qual a cabeça da paciente fica reta confortavelmente no suporte de cabeça com os braços elevados segurando no suporte “T” atrás da cabeça deixando toda área torácica do tratamento livre, visando o conforto e seguindo as referências da reprodutibilidade, estabelecidas na simulação do tratamento.



Figura 10 - Suporte em "T" (wing board)

5.5. TRIDIMENSIONAL/CONFORMACIONAL (3D)

Essa modalidade de planejamento possibilita que o médico e o físico, por meio de várias imagens de cortes axiais tomográficos (**figura 11**), definam melhor o alvo a ser irradiado e, conseqüentemente protegem melhor os tecidos saudáveis. Na radioterapia adjuvante de mama utiliza uma combinação de técnicas para irradiar o volume alvo com a dose prescrita com o mínimo possível de danos aos órgãos e tecidos saudáveis. A comissão Internacional de Unidades de radiação e medidas em sua publicação, recomenda que a variação na radioterapia de mama máxima entre a dose prescrita e a dose efetivamente aplicada seja de aproximadamente de 5% (INCA, 2000).

Essa variação inclui todo o processo de tratamento, desde a simulação passando pelo planejamento, pela dosimetria, até o posicionamento diário do paciente. Portanto, a técnica incorreta no tratamento pode acarretar comprometimento nos resultados esperados, podendo trazer danos ao paciente como super dosagem ou sob dosagem (INCA, 2000)

Os órgãos circunvizinhos à lesão não precisam receber doses elevadas de radiação. Nesse tipo de simulação a distribuição de dose é calculada em todo o volume irradiado, com correções de inhomogeneidade, considerando o contorno torácico do paciente em seus diferentes níveis. As medidas de volume de coração e

pulmão que são irradiados pelas entradas de campo são conhecidas pelo cálculo dos histogramas dose volume (DVH).

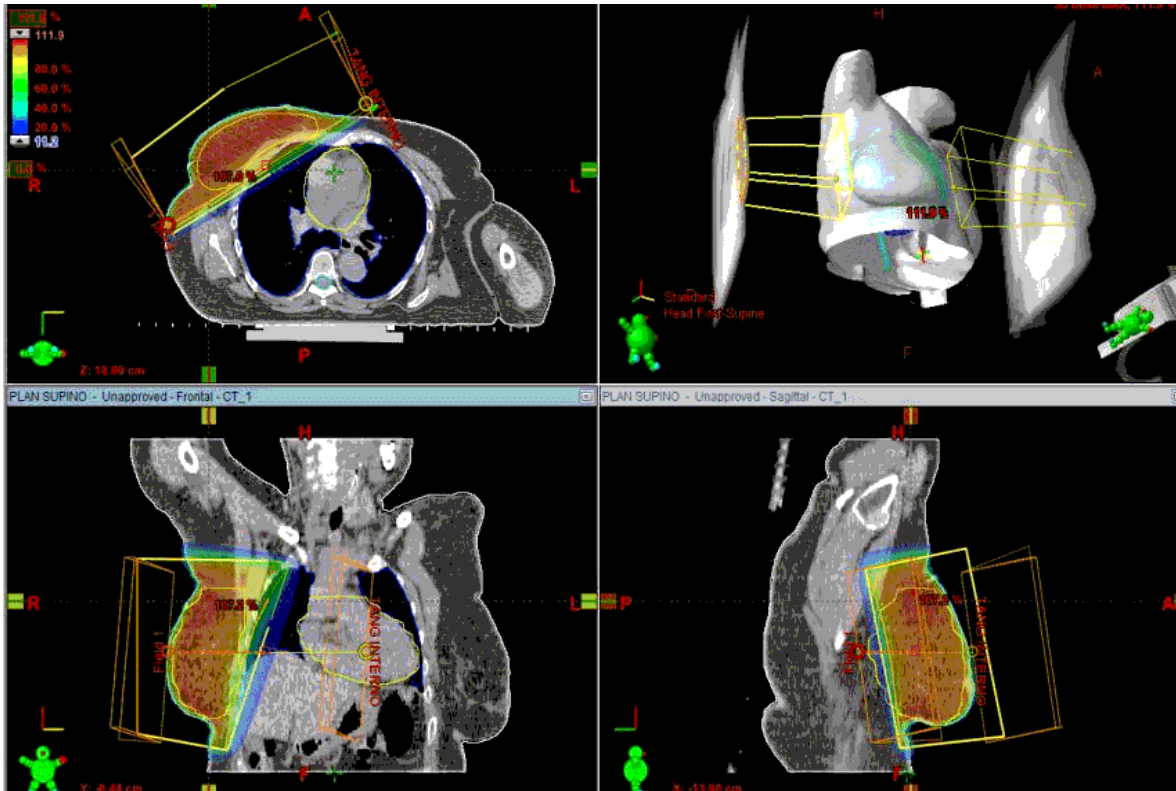


Figura 11 - Imagem 3D ou tridimensional

https://www.researchgate.net/figure/Campos-de-tratamiento-de-radioterapia-conformada-3D-dirigida-a-la-glandula-mamaria_fig4_313278578

Histograma dose volume (DVH) é uma importante arma pois, auxilia na avaliação de homogeneidade, planejamento e mensuração do quanto de dose cada órgão vai receber durante todas as aplicações. Sabe-se que o uso de sistema de planejamento tridimensional é uma técnica essencial para uma correta avaliação dosimétrica e redução dos riscos de efeitos colaterais. Levando-se em consideração as definições feitas a delimitação dos alvos de tratamento e dos órgãos em risco:

- **GTV (*gross target volume*)**: massa grosseira do tumor ou simplesmente o tumor propriamente dito.
- **CTV (*clinical target volume*)**: toda mama remanescente, acrescida de FSC, mamária interna e axila quando indicado.

- **PTV (*planningtarget volume*):** é o GTV mais o CTV acrescidos de uma margem que considera os erros de posicionamento (do feixe e do paciente) e variações resultantes de movimentações internas, como a respiração. Normalmente se utiliza 5 mm para a criação do PTV.
- **Órgãos em risco:** pulmões, coração, esôfago e medula espinal. Quando a axila estiver incluída no campo de tratamento, acrescentar plexo braquial ipsilateral (SALVAJOLI; SOUHAMI; FARIA, 2013).

5.6. SSD

Sigla do inglês *Source Skin Distance*, representa a distância da fonte de radiação até a pele do paciente (**figura 12**). Nesta técnica utilizamos um DFS fixo na pele da paciente a cada campo utilizado para o tratamento. Nas programações em SSD o tamanho do campo de tratamento é definido na distância fonte eixo padrão das máquinas de tratamento. O SSD no aparelho de telecobaltoterapia, por exemplo é de 80cm, e no acelerador linear é de 100 cm.



Figura 12 - Tratamento em SSD (Source Skin Distance)

É normalmente utilizada no tratamento de lesões superficiais abordáveis com apenas um campo de tratamento, como por exemplo tumores de pele, irradiação de

parede torácica após mastectomias, irradiação de corpo vertebral etc. Embora indicada para lesões superficiais, lesões profundas são também tratadas pela técnica da SSD, mesmo quando são utilizados campos paralelos e opostos e/ou uma combinação de vários campos (**figura 13**). Esta programação é baseada na projeção, na superfície (pele), no volume alvo (GTV), nas margens de segurança (CTV) e na penumbra (PTV). A técnica da SSD representa a fase precursora da SAD utilizada antes dos aparelhos girarem ao redor de um centro (isocentro). Os aparelhos antigos eram fixos (estacionários) e o paciente era girado para tratar cada campo.

Na (**figura 13**) observamos a representação de um paciente tratado em SAD com o tamanho de campo definido na profundidade. Quando se modifica a distância para tratamento em SSD o tamanho do campo na profundidade aumenta devido à divergência do feixe. Nesse caso podemos observar a importância da distância da fonte de tratamento para o volume alvo, quando pequenas alterações implicam em mudanças no volume irradiado. O tamanho do campo definido na pele em um tratamento em SAD é sempre menor que seu referencial em profundidade. Por isso o técnico deve ficar bem atento para a técnica de tratamento programada e quais as correções necessárias a serem feitas caso haja alteração na técnica.

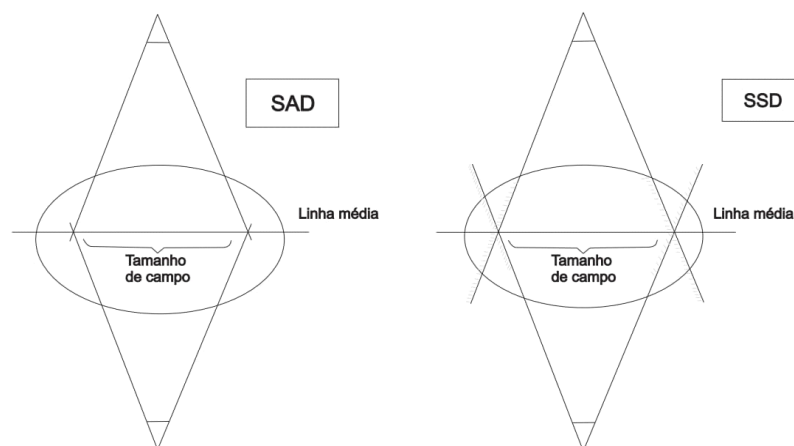


Figura 13 - Comparação entre os tamanhos de campo, mudando a técnica: SSD x SAD

De um modo geral, a programação em SSD pode ser substituída pela programação em SAD de maneira eficiente e adequada. A diferença entre a técnica de SAD e a de SSD se faz mais pronunciada quando o volume alvo em questão se

encontra a uma determinada profundidade em grandes DAP (Diâmetro Antero Posterior) ou DLL (Diâmetro Latero Lateral). À medida que o DAP ou DLL diminuem, as diferenças entre as duas técnicas são, em muito, suavizadas.

5.6. SAD

Sigla do inglês *Source Axis Distance*, representa a distância da fonte de radiação até o eixo de rotação do aparelho, que em português é denominada DFE Distância Fonte Eixo. Na prática clínica, consiste na determinação de um ponto denominado isocentro, em uma determinada profundidade no paciente, ao redor do qual o aparelho irá girar (**figura 14**).

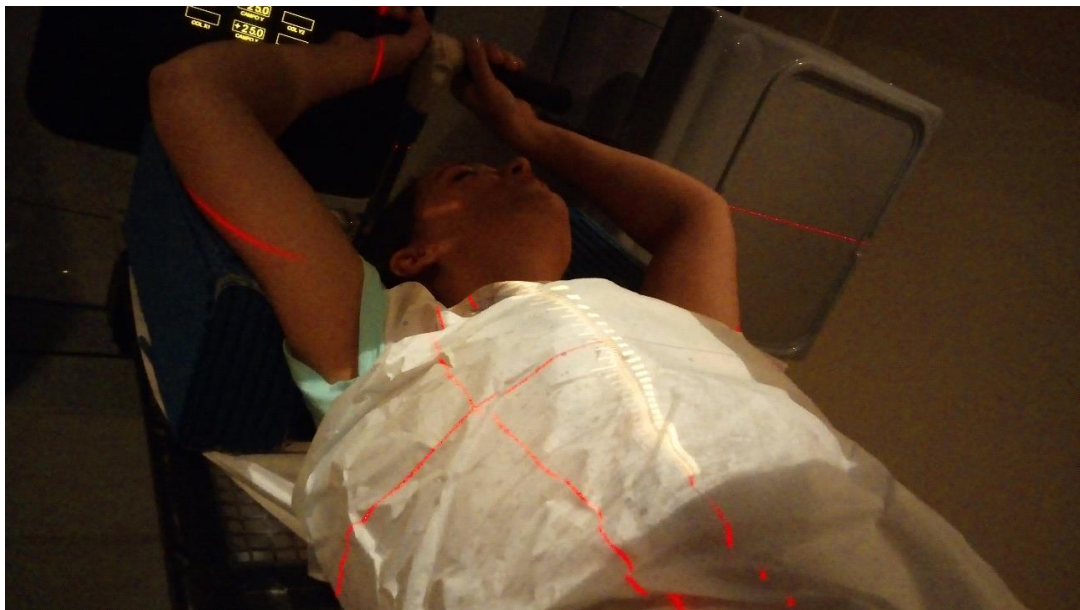


Figura 14 - Paciente posicionado em SAD (Source Axis Distance)

Se tomarmos como exemplo uma programação de tratamento com 2 campos (um tangente medial e um tangente lateral) para irradiação da mama com acelerador linear (DFE=100 cm) após a obtenção do diâmetro antero-posterior (DAP) do paciente (Ex:20cm), ajustando a distância da escala em 90cm na superfície do paciente, obteremos as condições ideais para definir o tamanho do campo necessário à metade do paciente. Dizemos que nesta técnica o campo foi definido na linha média. Eventualmente, o alvo a ser irradiado está deslocado da linha média, e a DFS vai

variar para menos, dependendo da profundidade do tumor (**figura 15**). Na programação em SAD, a projeção da pele no campo definido em profundidade, bem como a DFS serão sempre menores.

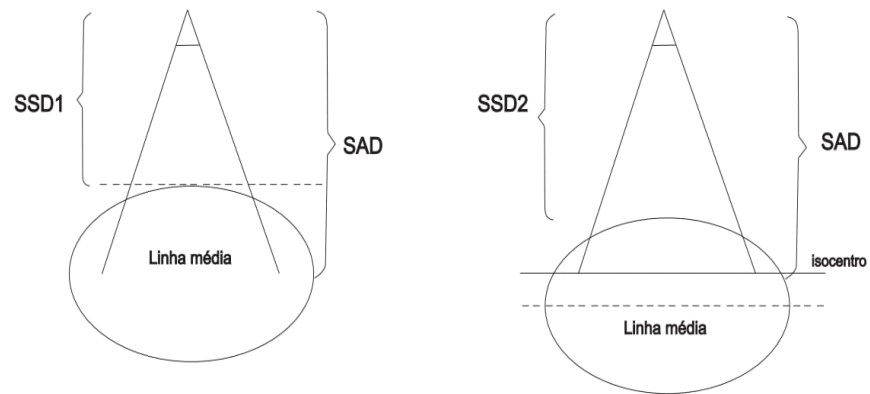


Figura 15 - Comparação entre dois planos (isocentro na linha média e fora dela). Observe a mudança no SSD quando se altera o isocentro.

6. DISCUSSÃO

As duas técnicas de tratamento em radioterapia são programadas em relação à posição do isocentro no paciente: distância fonte superfície (SSD) e distância fonte eixo (SAD). Na primeira, o isocentro está na superfície do paciente e, na segunda, ele está na profundidade. Na técnica de SAD, o paciente fica mais próximo do cabeçote do aparelho, já que a distância fonte superfície (SSD) é menor do que 100cm (nos aceleradores lineares) ou 80cm (nas unidades de cobalto). Isso acarreta numa dose maior na pele e uma probabilidade maior de colisão do *gantry* com a mesa, principalmente se estiver usando blocos, do que na técnica de SSD. A vantagem da técnica de SAD é que se posiciona o paciente apenas uma vez para todos os campos, o que não acontece na outra técnica. Isso porque cada campo tem um isocentro diferente. A técnica de SAD também é conhecida como isocêntrica (PERES, LEONARDO, 2018).

Devido à distância fonte isocentro (DFI) nas unidades de cobalto-60 ser, na maioria das vezes, de 80cm, e se um paciente obeso for tratar nessa unidade com a técnica de SAD, o indivíduo pode se aproximar muito do cabeçote e sofrer risco de colisão. Nesses casos, uma das recomendações é mudar a técnica de tratamento de SAD para SSD. Para esse fim, o técnico precisa se preocupar com o tamanho de campo, que é sempre definido no plano do isocentro. Desse modo, à medida que o DAP ou DLL diminuem, as diferenças entre as duas técnicas são, em muito, suavizadas. A escolha da técnica tem íntima relação com a escolha do equipamento de tratamento e disponibilidade de tecnologia no serviço (INCA, 2000).

TABELA 1. Vantagens e desvantagens entre SSD e SAD.

	DEFINIÇÃO DE CAMPOS	POSICIONAMENTOS	RISCOS NA DOSAGEM
SSD	Isocentros diferentes	Posiciona o paciente várias vezes	Dose menor na pele
SAD	Apenas um isocentro	Posiciona o paciente apenas uma vez	Dose maior na pele

7. CONCLUSÃO

Na radioterapia adjuvante de mama. O tratamento em SAD com isocentro único é sempre preferido quando objetivamos utilizar campos opostos e tangentes hemibloqueados de tratamento, por oferecer vantagens técnicas, onde o paciente permanece imóvel durante as aplicações, o que minimiza erros, riscos de áreas de sobredosagem e subdosagem e alteração de contorno, assim como melhora a reprodutibilidade do tratamento. Diante disso, para tratar os campos, o técnico não precisa recolocar a distância fonte superfície em pontos de referências na pele, com isso obtemos agilidade nos tratamentos e maior conforto e segurança para os pacientes.

Espero ter contribuído com este material de consulta em língua portuguesa, para futuras gerações de técnicos de radioterapia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. **Curso de Atualização para Técnicos em Radioterapia**. Rio de Janeiro: INCA, 2000.

Disponível em <https://www2.ifal.edu.br/campus/site/arapiraca-noticias/licao-de-saude-2018outubro-rosa2019-prevencao-ao-cancer-de-mama>. Acessado em 14 de janeiro de 2019.

Disponível em https://www.researchgate.net/figure/Campos-de-tratamiento-de-radioterapia-conformada-3D-dirigida-a-la-glandula-mamaria_fig4_313278578. Acessado em 11 de janeiro de 2019.

INCA, Instituto Nacional do Câncer. **Atualização para técnico em Radioterapia**. Rio de Janeiro: INCA, 2010.

PERES, LEONARDO, **Princípios físicos e técnicos em radioterapia**; Leonardo Peres – 1,ed. Rio de Janeiro: Rúbio 2018.

SALVAJOLI, João Victor; SOUHAMI, Luis; FARIA, **Sérgio Luiz**. **Radioterapia em Oncologia**. 2 ed. São Paulo: Ateneu, 2013.

Sociedade Brasileira de Radioterapia. **Radioterapia Baseada em Evidências**. 1ª Edição, São Paulo, SBRT 2011.