



Modelação 3D no Tratamento Cirúrgico de Lesões Subclínicas da Mama

Andreia Sofia da Silva Jerónimo

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Professor Doutor José Alberto Rodrigues (ISEL)

Doutora Susana Isabel Perdigão Ribeiro (HESE)

Professora Doutora Amélia Ramos Loja (ISEL)

Novembro de 2022



Modelação 3D no Tratamento Cirúrgico de Lesões Subclínicas da Mama

Andreia Sofia da Silva Jerónimo

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Professor Doutor José Alberto Rodrigues (ISEL)

Doutora Susana Isabel Perdigão Ribeiro (HESE)

Professora Doutora Amélia Ramos Loja (ISEL)

Júri

Presidente: Doutora Margarida Eiras

Vogais: Doutor Ricardo Ribeiro
Doutor José Alberto Rodrigues

Novembro de 2022

Resumo

O carcinoma da mama é o tipo de cancro mais frequente nas mulheres, constituindo a 2ª causa de mortalidade na mulher. Em Portugal, apenas cerca de 1% dos cancros da mama são no homem. Nos últimos anos, tem havido esforço para consciencializar cada vez mais a população para esta doença, através da promoção do programa de rastreio. O programa de rastreio fez com que a deteção de lesões subclínicas fosse mais frequente, aumentando desta forma a probabilidade de sucesso do tratamento.

A mamografia é o exame utilizado no rastreio em Portugal já que permite a deteção da grande maioria das lesões mamárias suspeitas. Foram vários os estudos que avaliaram o custo-benefício da sua utilização, sendo o método de diagnóstico eleito. Quando detetada uma lesão suspeita da mama na mamografia de rastreio, o estudo é complementado com ecografia e biópsia de agulha grossa para confirmação do diagnóstico. A caracterização (tipo; localização; tamanho...) da lesão detetada nos exames é de extrema importância para o planeamento cirúrgico. O programa de rastreio e o uso das terapêuticas sistémicas neoadjuvantes contribuíram para um aumento na frequência de lesões subclínicas que têm que ser abordadas cirurgicamente. Tal facto, implica o recurso a técnicas de marcação de lesões, sendo a colocação de um arpão antes da cirurgia uma das técnicas mais usadas.

Sendo a mama uma glândula relativamente complexa, é difícil fornecer uma imagem 3D. Assim, o foco deste trabalho foi a elaboração um modelo 3D da mama, recorrendo a imagens de mamografia, e estimativa das margens livres, por simulação do comportamento elástico, usando um método de elementos finitos. No final, obter uma simulação e localização e tamanho da lesão. Esta informação é um grande contributo não só para o planeamento cirúrgico, mas também para algumas técnicas de localização de lesões subclínicas, como a colocação de um arpão. Estes objetivos foram realizados e com bons resultados.

Assim, conclui-se que este estudo permite um planeamento cirúrgico mais regrado, contribuindo para a obtenção de margens livres, diminuir a taxa de re-intervenções e melhores resultados estéticos.

Palavras-chave: Cancro da Mama, Técnica do Arpão, Modelação 3D, Deformação, Mamografia.

Abstract

The Breast Carcinoma is the most common type of cancer in women, representing the second cause of mortality in women. In Portugal, only 1% of breast cancers appears in men. In the last years, there has been an effort to make the population more aware of this disease, through the promotion of the screening program. The screening program made the detection of subclinical lesions more frequently and increasing the success of the treatment.

Mammography is the screening exam used in Portugal, because it is possible to do the detection of most suspicious breast lesions with this. There were several studies that estimated the cost-benefit of its use and it has been the diagnostic method chosen.

When a suspicious breast lesion is detected on screening mammography, the study is complemented with ultrasound and core needle biopsy to confirm the diagnosis. The characterization (type; location; size...) of the lesion detected in the exams is extremely important for surgical planning. The screening program and the use of neoadjuvant systemic therapies have contributed to an increase frequency of subclinical lesions that need a surgically treatment. This fact requires the use of wound marking techniques, with the placement of a harpoon before surgery one of the most used techniques.

The breast is a relatively complex gland, it is difficult to provide a 3D image. So, the highest objective of this work was the elaboration of a 3D model breast, using mammography images, and estimation of free margins, by simulating the elastic behavior, using a finite element method. In the end, a location and size of the lesion. This information is a great contribution for surgical planning and also for some techniques for localizing subclinical injuries, like a placing a harpoon. The main objectives were achieved and with good results.

In conclusion, this study allows a more regulated surgical planning, contributing to the achievement of free margins, decreasing the rate of re-interventions and better esthetic results.

Key words: Breast Cancer, Harpoon Technique, 3D Modeling, Deformation, Mammography.

Lista de Abreviaturas

RE - Receptor de Estrogénio
HER2 - Factor de crescimento epidérmico tipo 2
CAD - Computer Aided Detection
RSR - Razão Sinal Ruído
DFoFi - Distância Foco – Filme
CC - Incidência Crânio-caudal
MLO - Incidência Medio-lateral Oblíqua
MEF - Método dos Elementos Finitos
MS - Método Massa-Mola

Agradecimentos

Chegando ao final desta etapa, gostaria de agradecer a algumas pessoas que foram importantes para a sua conclusão. Em primeiro lugar, agradecer ao meu orientador Professor Doutor José Alberto Rodrigues, por ter aceitado este desafio. Agradecer-lhe, acima de tudo, pela orientação, pela partilha de saber científico, pelo apoio, paciência e compreensão ao longo de todo este tempo. Um obrigado, também, à Mestre Susana Isabel Perdigão Ribeiro e à Professora Doutora Amélia Ramos Loja pelo apoio e orientação.

Um agradecimento muito grande aos meus pais, por serem tão especiais, na realidade os melhores, e por todo o apoio e motivação. Agradecer à minha família por toda a motivação e apoio que, também, me deram ao longo deste percurso. E por fim, aos meus grandes amigos, também uma grande obrigada por me motivarem e me apoiarem incondicionalmente.

Índice geral

1. Introdução	1
1.2 Estrutura Geral do Trabalho Final de Mestrado	1
1.3 Objetivos Gerais e Específicos	2
2. Enquadramento Teórico - Cancro da Mama	3
2.1 Contexto Histórico.....	3
2.2 Anatomia e Fisiologia Mamária	6
2.4 Fisiopatologia.....	9
2.4.1 Recetor de Progesterona.....	9
2.4.2 Recetor de Estrogénio	9
2.4.3 Fator de crescimento epidérmico tipo 2 (HER2)	10
2.5 Tipos e Classificação do Cancro da Mama	10
2.6 Micro e Macro calcificações	11
2.7 Fatores de Risco.....	11
2.8 Sinais e sintomas.....	13
2.9 Diagnóstico e Detecção	13
2.9.1 Auto-exame.....	13
2.9.2 Mamografia	14
2.9.2.1 Mamografia Digital	14
2.9.3 Exame Clínico	15
2.9.4 Biópsia	15
2.10 Tratamento e Técnicas mais usadas.....	16
2.10.1 Cirurgia	16
2.10.2 Radioterapia.....	17
2.10.3 Quimioterapia.....	18
2.10.4 Hormoterapia	18
2.10.5 Imunoterapia	18
3. Imagem Radiológica.....	19
3.1 Ruído.....	19
3.2 Contraste	20
3.3 Resolução Espacial	20
3.4 Densidade	20
3.5 Nitidez	21
3.6 Distorção	21
3.7 Latitude.....	22
4. Mamografia – O exame e os seus planos.....	23

4.1 Mamografia de rastreio	23
4.2 Mamografia de Diagnóstico	24
4.3 Procedimento e Incidências	24
4.3.1 Incidência Crânio-caudal (CC)	25
4.3.2 Incidência Medio-lateral Oblíqua (MLO)	25
5. A Deformação	26
5.1 Objetos Deformáveis	27
5.2 Métodos Físicos para a Simulação	28
5.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)	30
5.4 Elasticidade tridimensional	33
6. Programas.....	40
6.1 FreeFEM++ e ParaView.....	40
6.2 Python	40
6.2.1 Bibliotecas do Python	40
7. Metodologia.....	42
7.1 Análise de imagens.....	43
7.1.1 Primeira Parte:	43
7.1.2 Segunda Parte:	48
8. Resultados	50
8.1 Caso 1	50
8.2 Caso 2	51
8.3 Caso 3	52
8.4 Caso 4	53
9. Discussão.....	55
10. Conclusão	57
10.1 Perspetivas Futuras	57
11. Bibliografia	58
12. Anexos	62

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Resultados obtidos do estudo com Para view.....	47
-------------------------------------------------------------------	----

Índice de Figuras

Figura 1 - Comparação entre um tumor benigno e maligno e a forma do caranguejo.....	3
Figura 2 - Edwin Smith Surgical Papyrus.....	4
Figura 3 - Panfleto da campanha realizada por Penney e Evelyn.....	6
Figura 4 - Anatomia mamária.	7
Figura 5 - Mamografia.	15
Figura 6 - Biopsia.	16
Figura 7 - Reconstrução mamária.	17
Figura 8 - Mamografia: ângulos mais utilizados.....	25
Figura 9 - Comportamento mecânico de materiais elásticos e hiperelásticos.....	28
Figura 10 - Curvas não-lineares de tensão e deformação para tecidos mamários (tecido adiposo, tecido glandular, carcinoma lobular, fibroadenoma, carcinoma ductal infiltrado e carcinoma ductal in situ).....	32
Figura 11 – Simulação de comparação dos modelos a) Hiperelástico e b) Elástico.....	42
Figura 12 - Modelo criado para estudar a lesão e que simula a mama (a) e b) vista lateral e frontal, respectivamente).....	43
Figura 13 - Modelo com a zona da lesão no seu interior.....	44
Figura 14 – Comportamento da mama após a compressão no plano CC ((a) e b) vista lateral e frontal, respectivamente).....	44
Figura 15 – Comportamento da mama após a compressão no plano MLO vista lateral.....	45
Figura 16 – Esquema explicativo do cálculo do deslocamento da lesão após compressão nos dois planos.	46
Figura 17 – Exemplo da estrutura interior usada para estudo com a zona da lesão evidenciada a vermelho na a).....	47
Figura 18 - Imagem com o limite esperado.....	48
Figura 19 – Marcação de pontos essenciais no par de imagens, exemplo.....	49
Figura 20 – Quadrantes.....	49
Figura 21 – Imagens do caso 1 a) im1 e b) im2.....	50
Figura 22 - Resultados Caso 1.....	51
Figura 23 – Imagens do caso 2 a) im101 e b) im102.....	51

Figura 24 - Resultados Caso 2	52
Figura 25 – Imagens do caso 3 a) im11 e b) im12	52
Figura 26 - Resultados Caso 3	53
Figura 27 – Imagens do caso 4 a) im21 e b) im22	53
Figura 28 - Resultados Caso 4	54

1. Introdução

1.1 Contextualização e Problemática

O carcinoma da mama é uma das patologias com maior incidência na nossa sociedade, afetando sobretudo as mulheres. Nos últimos anos, tem havido esforço para consciencializar cada vez mais a população para esta doença, o que conseqüentemente levou a um aumento na adesão do programa de rastreio. O rastreio permite um diagnóstico precoce e desta forma aumenta a probabilidade de sucesso do tratamento. Por exemplo, só nas últimas décadas, a deteção de lesões mamárias não palpáveis aumentou, representando mais de 35% dos cancros da mama.

Existe essencialmente três tipos de lesões: distorções e opacidades do parênquima mamário, microcalcificações e nódulos.

Um dos problemas no tratamento no carcinoma da mama é o tipo, o tamanho e a localização exata da lesão. Na deteção da localização das lesões, uma das técnicas mais usadas é a mamografia, por ter doses baixas de radiação X, que permite uma boa visualização do tecido mamário. Uma técnica muito usada para ajudar a obter uma localização mais exata na abordagem cirúrgica, é a colocação de um arpão.

Sendo a mama uma glândula relativamente complexa, devido à densidade do tecido e elementos que a compõe (como os ligamentos de Cooper, tecido adiposo, ductos, vasos) é difícil fornecer uma imagem 3D, essencial para ajudar ao sucesso da técnica do arpão. Técnica, esta, que é fundamental no planeamento da intervenção cirúrgica, tendo como principais objetivos a excisão do tumor com margens livres, evitar a excisão desnecessária de tecido mamário são e assim obter melhores resultados estéticos.

1.2 Estrutura Geral do Trabalho Final de Mestrado

O trabalho final de mestrado encontra-se dividido em quatro partes: inicialmente faz-se uma breve revisão teórica sobre a problemática do cancro da mama, onde se explana um pouco da anatomia e da doença. De seguida, é abordado os exames mais comuns, mais especificamente a mamografia e a imagem radiológica. Posteriormente, é explicado a

metodologia, o procedimento e programas utilizados para o desenvolvimento do presente trabalho.

Por fim são apresentados os resultados, a discussão e conclusão que explica os resultados obtidos e as limitações para a obtenção dos mesmos.

1.3 Objetivos Gerais e Específicos

Nesta dissertação, pretende-se fazer uma abordagem geral do carcinoma da mama, nomeadamente, compreender a sua fisiopatologia, diagnóstico e tratamento. Sendo o foco principal a elaboração um modelo 3D da mama e estimativa das margens livres, usando um método de elementos finitos. Para isso, recorrendo a imagens que são obtidas na mamografia, obtêm-se imagens da mama, segundo dois planos ortogonais. De seguida, faz-se uma reconstrução 3D do modelo físico da mama. Por fim, impõem-se condições elásticas, simula-se comportamento elástico e faz-se a estimativa da zona negativa envolvente da lesão.

2. Enquadramento Teórico - Cancro da Mama

O cancro da mama define-se como uma neoplasia primária da mama, que surge devido a alterações nas células do organismo que crescem descontroladamente e formam uma massa irregular. Esta patologia ocorre com mais frequência na mulher, aproximadamente uma em cada doze mulheres desenvolve esta patologia ao longo da vida, no entanto pode também afectar os homens. (Ankrett, 1992; Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Armitage & Blamey, 2005)

2.1 Contexto Histórico

No contexto histórico do cancro, Hipócrates foi o criador da palavra “Karkinos” (carcinoma), utilizada como termo técnico para denominar uma doença específica e utilizada no séc. V a.c. para designar tumores malignos da pele. Durante esta época e as seguintes, criou-se uma analogia por parte do povo, entre cancro à imagem de um caranguejo (figura 1), porque a tenacidade das células malignas, a progressão e a forma do tumor faziam lembrar a grande força que as pinças do caranguejo utilizam para agarrar e se agarrar e a própria forma do crustáceo (Early History of Cancer, 2014).

Segundo Hipócrates, existia três graus de gravidade para a doença: os “carcinomas” que eram tumores benignos, o “squirmos” que correspondia a um cancro curável e o “carcinoma” que correspondia a tumor com propensão para a metastização e conseqüentemente levaria à morte. (Mandal, 2019)

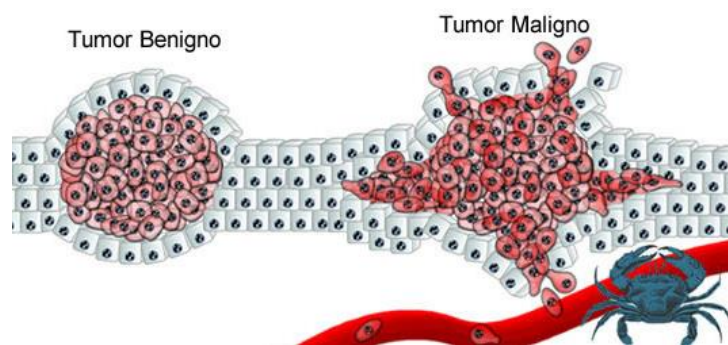


Figura 1 - Comparação entre um tumor benigno e maligno e a forma do caranguejo.

A descoberta do cancro da mama data épocas antigas, foi mencionado e retratado ao longo das várias fases da história até chegar aos dias de hoje. Uma das razões que o tornava mais

conhecido, foi o facto dos seus sintomas serem visíveis, ou seja, em estados avançados as protuberâncias ou nódulos tornavam-se bastante visíveis e palpáveis ao contrário de outros cancros internos. No entanto, nestas épocas antigas acabava por ser um assunto tabu. A sua deteção era causa de algum embaraço, o que dificultava e atrasava o diagnóstico. Da mesma forma, a menção a este tipo de cancro em vias literárias e jornalísticas era muito rara. Só mais recentemente, se começou a falar deste assunto e alertar para um diagnóstico precoce. (Mandal, 2019)

Foi no Egipto, aproximadamente nos anos entre 3000 a 2500 a.c, que aparece a primeira referência a este tipo de cancro. É descrito num papiro para fins cirúrgicos, representado na figura 2, com o nome de “Edwin Smith Surgical Papyrus” (em homenagem a um negociante de antiguidades americano que vivia no Cairo em 1800), com oito casos de tumores na mama que não tinham cura. (Hajdu, 2010)



Figura 2 - Edwin Smith Surgical Papyrus.

Em 460 a.c., na Grécia, Hipócrates faz duas referências ao cancro da mama onde afirma que o excesso de bile negra causava tumores na mama e, ao não ser tratado, o tumor endurecia, rompia e libertava o líquido negro para o resto do corpo, referindo-se, também, a este cancro como um tumor sem cura. É em Roma, que surge a hipótese de cirurgia com remoção total da mama, no entanto os estudiosos da época não aconselhavam nenhum tipo de tratamento. (Rayter & Mansi, 2003; Hajdu, 2010)

Nos anos seguintes e até ao século XVII começam a ser testadas as várias teorias formadas sobre o cancro da mama, o que ele é e como pode ser tratado. Nomeadamente, Galeno sugeriu várias opções de tratamento com pomadas, óleos ou outros, incluindo uma incisão que era feita à volta do tumor. A cirurgia era a forma de tratamento mais cruel. A mama era amputada, devido aos métodos que estavam disponíveis na altura, o sangue era estancado

com ajuda de ligaduras comprimindo as veias, e a inexistência de anestesia levava a dores insuportáveis. (Mandal, 2019)

Anos mais tarde, começa, também, a intensificar-se a busca pela causa para o aparecimento deste tipo de cancro. Por exemplo, no século XVIII, Bernardino Ramazzini identifica um número elevado de freiras com cancro da mama comparado com outras mulheres. A conclusão a que ele chega é que a vida celibatária das freiras seria o possível fator de risco para o aparecimento. Outras teorias foram surgindo também desde a vida sedentária à esterilidade. (Rayter & Mansi, 2003)

Em 1757, anos após a descoberta do sistema linfático, Henry Le Dran, médico francês, apresentou a teoria que o cancro começa como uma doença local, espalha-se primeiro para os gânglios linfáticos e depois entra na circulação. Esta teoria, oferecia na altura, não só uma nova hipótese de tratamento com a remoção do tumor antes de chegar aos gânglios linfáticos, como oferecia esperança de uma deteção e conseqüente tratamento mais precoce. (Rayter & Mansi, 2003; Taghian & Halyard, 2012)

Durante o século XIX, surgem vários avanços a nível de medicina, surgindo a anestesia e a melhoria de condições pós cirurgia, pois até então, muitas pessoas morriam por infeções depois da cirurgia e quando não acontecia morriam poucos anos depois. Também, é nesta altura que se testa a teoria apresentada por Henry Le Dran, e se fazem diversas experiências, a remoção só dos gânglios, remoção do local da lesão, remoção dos ovários (por diminuir a dimensão do tumor) e mastectomia radical. No entanto, muitas mulheres não aceitavam a última opção, preferindo viver menos tempo a se sentirem desfiguradas. (Rayter & Mansi, 2003; Mandal, 2019; Taghian & Halyard, 2012)

Durante o século XX, os cirurgiões começaram a repensar e a avaliar os métodos radicais para o tratamento do cancro da mama. Primeiro, porque, tornou-se evidente que a cirurgia era incapaz de curar o cancro e mais de metade dos pacientes e depois as conseqüências do pós-operatório dos métodos executados, como a deformidade do tórax ou o linfedema do braço. Surge, desde essa altura, uma grande evolução a nível da medicina e do conhecimento a nível de biologia, anatomia e outras áreas que levaram ao abandono destes métodos de tratamento e incentivam aos praticados hoje em dia. É, também, durante o século referido anteriormente que o cancro da mama ganha um símbolo associado à patologia, o laço cor-de-rosa. Iniciou-se, nesta altura, várias de campanhas para a defesa dos direitos das mulheres, e aos poucos, com o contributo de algumas mulheres com mais peso na sociedade

(nomeadamente primeira-dama dos Estados Unidos, Betty Ford, que foi diagnosticada com esta patologia e falou abertamente sobre a mesma), houve um aumento de campanhas de consciencialização para o cancro da mama. Este símbolo surgiu pela primeira vez através da Fundação Susan G. Komen, uma organização dedicada ao combate do cancro da mama. Em 1991, a fundação ofereceu pequenos laços cor-de-rosa, durante uma Corrida para a Cura, mas não houve um grande impacto. (Rayter & Mansi, 2003; Mandal, 2019)

No entanto, um ano depois, Alexandra Penney e Evelyn Lauder, durante a organização de um evento de consciencialização do cancro de mama lembraram-se de criar um laço e de fazer com que as maiores distribuidoras de cosméticos os distribuíssem por Nova Iorque. Simultaneamente, Charlotte Haykey de 68 anos, que venceu uma batalha contra o cancro da mama, teve a ideia de produzir laços em cor-de-laranja para a sua campanha de alerta à população relativamente aos esforços necessários para combater doença. Penney e Evelyn, conheceram a campanha de Charlotte e reuniram-se com ela para formar uma parceria. Com a recusa de Charlotte, Penney e Evelyn avançaram com a mesma ideia, mas mudaram o laço para cor-de-rosa (figura 3). Desde essa altura que o pequeno laço ficou associado ao cancro da mama e tem sido utilizado por pessoas de todo o Mundo em campanhas de consciencialização. (The Creators of the Pink Ribbon, 2020; Kedrowski & Sarow, 2007)



Figura 3 -Panfleto da campanha realizada por Penney e Evelyn.

2.2 Anatomia e Fisiologia Mamária

A glândula mamária é um órgão par, presente em ambos os sexos, com maior

desenvolvimento no sexo feminino. São órgãos responsáveis pela produção de leite e estão localizados na parede anterior do tórax, apoiados sobre o músculo peitoral maior, que se estende entre a segunda e a sexta costela no plano vertical e do esterno à linha axilar anterior no plano horizontal. Suportados por ligamentos do esterno e os ligamentos suspensores de Cooper, figura 4. Tanto no homem como na mulher, a mama apresenta uma saliência que chamamos de mamilo e à sua volta é rodeado por uma aréola circular e pigmentada. Estas aréolas têm na sua superfície glândulas areolares que protegem o mamilo e aréola, através das suas secreções, da irritação que é provocada pela sucção do leite durante o período da amamentação (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; Jacob, Francone, & Lossow, 1990).

Nas raparigas existe aumento do volume da mama durante a fase da puberdade devido à ação dos estrogénios e da progesterona, o que vem acompanhado de aumento de sensibilidade e alguma dor. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005).

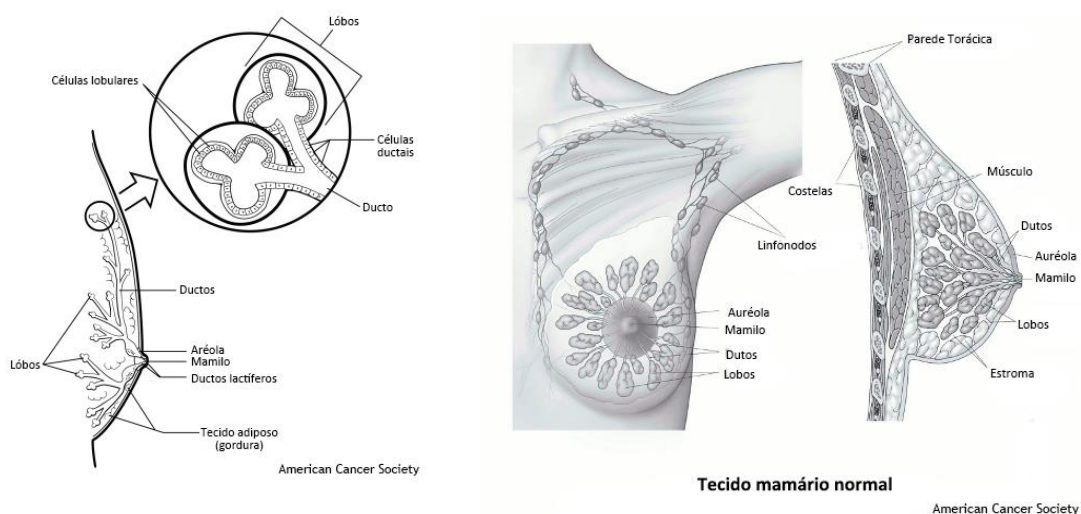


Figura 4 - Anatomia mamária.

A mama é uma estrutura complexa, e explicando mais pormenorizadamente, esta é constituída por lobos (glândulas produtoras de leite), ductos (tubos que transportam o leite dos lobos ao mamilo) e estroma (tecido adiposo e conjuntivo, que envolvem as estruturas anteriores e os vasos sanguíneos e linfáticos). (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; LeBooks, 2014).

O Sistema lobular é formado por 15 a 20 lobos mamários, repletos de uma quantidade grande de tecido adiposo. E é este tecido o responsável pela forma da mama. Por sua vez, cada lobo tem um canal galactóforo, que perto da superfície areolar dilata e forma um género de fuso chamado de seio galactóforo. Este seio é responsável por acumular o leite que é produzido.

Os lobos são constituídos cada um por grupos de 10 a 100 lóbulos, (pequenas formações saculares) que terminam nos alvéolos ou ácinos. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015)

A nível de irrigação a mama é uma estrutura ricamente irrigada por várias artérias e os seus ramos. Temos a artéria torácica externa, com origem na região da axila, que irriga a metade externa da mama e a artéria torácica interna, que a partir de ramos perfurantes intercostais vasculariza o músculo peitoral maior e a parte medial da glândula. Depois temos a artéria axilar e ramos cutâneos anteriores e laterais das artérias intercostais que irrigam a região superior da mama, e as artérias intercostais e ramos da aorta e da subclávia que também atravessam o grande peitoral e irrigam a face profunda da mama. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; Portal da Educacao, 2019; LeBooks, 2014)

2.3 Gravidez, Lactação e Menopausa

Durante a gravidez, ocorre algumas mudanças no tecido mamário devido concentração elevada e contínua de estrogénios e progesterona que causam crescimento dos ductos, lóbulos e alvéolos. Embora o estrogénio seja o principal responsável por este crescimento, existe também influência de outras hormonas como a já referida progesterona e a prolactina. A prolactina, produzida pela adeno-hipófise, estimula a secreção de leite nos alvéolos, em resposta à estimulação da aréola e do mamilo pelo bebé. Quando o mamilo é estimulado a prolactina é libertada e inicia-se a produção de leite. Quanto mais o bebé estimula a mama, mais leite é produzido. No entanto durante a fase da gravidez, a produção de leite é inibida devido aos níveis elevados de estrogénios e progesterona que inibem o efeito de prolactina sobre a glândula mamária. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; Portal da Educacao, 2019)

Existe, também, outra hormona responsável pela produção de leite, chamada oxitocina. A oxitocina é libertada durante a amamentação, e provoca a descida do leite através dos ductos até ao mamilo. Quando o bebé estimula o mamilo e a aréola envia mensagens nervosas para a glândula pituitária que liberta, por sua vez, a oxitocina na corrente sanguínea. Acaba por provocar a contração das células mioepiteliais dos alvéolos e a ejeção do leite, levando ao aumento do tamanho dos ductos e á descida do leite. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005; Portal da Educacao, 2019)

Por sua vez, na fase da menopausa ocorre vários fatores como a perda de estrogénio e progesterona, a redução do tamanho e a atrofia das estruturas secretoras, dos lóbulos e

ductos. Consequentemente, com esta diminuição da densidade da mama, torna-se mais fácil detetar o cancro da mama nesta fase. (Seeley, Tate, & Stephens, 2005)

2.4 Fisiopatologia

O cancro da mama é caracterizado por uma disfunção celular em que existe um processo de multiplicação e crescimento desordenado de células epiteliais. Nas células cancerígenas existe, a nível genómico, uma grande importância na identificação dos biomarcadores como os recetores hormonais (recetor de estrogénio e progesterona) e do fator de crescimento epidérmico tipo 2 que definem os diferentes subtipos de carcinomas da mama, fundamentais na escolha do tipo de tratamento de cada doente. (Chalasanani, 2014)

2.4.1 Recetor de Progesterona

A progesterona é uma hormona esteroide que é produzida no ovário, na placenta e nas glândulas suprarrenais. Esta atua no recetor de progesterona. Cerca de metade de todos os cancros da mama têm recetor de estrogénio e recetor de progesterona positivo. No caso de positividade, as hormonas progesterona ou estrogénio acabam por atuar como um fator de crescimento e progressão para as células cancerígenas. (Cunha & al, 2013; Vieira, 2008)

2.4.2 Recetor de Estrogénio

Os estrogénios são produzidos pelos ovários e pela placenta e em menor quantidade pelos testículos, cérebro, mama, pele entre outros. Falando a nível do cancro da mama, a ligação do estradiol ao recetor de estrogénio estimula a transcrição de genes envolvidos na proliferação celular e o aumento de divisões celulares, tudo isto aumenta a probabilidade de haver erros na replicação do DNA e consequentemente o aumento do número de mutações. Os efeitos do estradiol são regulados pelos recetores de estrogénios que existem em duas formas, o RE- α e o RE- β . Estas duas formas estão presentes no tecido mamário e quando existe um caso de cancro da mama há elevados níveis de RE- α e baixos de RE- β . O primeiro está associado à evolução do cancro, enquanto o segundo associado à proteção. (Oliveira & al, 2013; Vieira, 2008)

2.4.3 Fator de crescimento epidérmico tipo 2 (HER2)

O gene HER2 é responsável pela produção da proteína HER2. Esta proteína tem um papel muito importante no crescimento e desenvolvimento das células epiteliais. Um erro aleatório no gene HER2 pode levar ao desenvolvimento de cancro. Normalmente, O aumento do recetor HER2 ou do gene HER2 significa existência deste, neste caso são enviados sinais para que a célula se divida, multiplique e cresça a uma velocidade superior à das células normais, e com uma alteração celular fará com que haja uma grande progressão da doença. (Hoffmann, F., 2019; Vieira, 2008; Charlton, 2013)

2.5 Tipos e Classificação do Cancro da Mama

O cancro da mama pode ser classificado como não invasivo ou invasivo. Quando é referido como não invasivo significa que não se dispersou muito para além do seu local original. Por outro lado, quando dizemos que o cancro é invasivo significa que este além de se encontrar dentro da mama, também, pode invadir outras partes do corpo. (Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Link, 2012)

Para além desta classificação, podemos dizer que um tumor é benigno ou maligno. Se é benigno, quer dizer que o crescimento do tumor é controlado e pode ser retirado, sem invadir outros locais e sem probabilidade de voltar a crescer. Se é maligno (chamamos também de carcinoma), significa que o crescimento do tumor é rápido, tende a progredir para outras regiões do corpo e pode ser fatal. (Breast Cancer Facts & Figures, 2007)

Os dois tipos mais frequentes de cancro são os ductais (encontrados nos ductos) e os lobulares (dentro dos lóbulos). (CUF, 2017; Link, 2012)

O carcinoma ductal é o cancro da mama mais frequente. O Carcinoma ductal in situ, como vimos na descrição feita anteriormente, não tem capacidade para metastizar e é visível na mamografia através de pequenos pontos de cálcio, manifestando-se como microcalcificações, na maioria das vezes. Já o carcinoma ductal invasivo caracteriza-se, exatamente, por invadir os tecidos vizinhos podendo entrar na corrente sanguínea e atingir outros órgãos. (Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Link, 2012)

Com base no que foi dito, a presença ou não dos recetores anteriormente descritos, define a classificação dos carcinomas invasivos em subtipos moleculares que condiciona a escolha do

tratamento. Geralmente, os carcinomas invasivos são classificados em luminais (na presença de recetores hormonais), carcinomas Her2+ e os triplos negativos. (Hoffmann, F., 2019)

2.6 Micro e Macro calcificações

As calcificações são pequenos cristais de cálcio que se depositam na mama, e são visíveis na mamografia através de pequenos pontos brancos de vários tamanhos e formas. No entanto, não é fácil detetá-las. Estas podem ser benignas ou malignas e são classificadas com base no seu tamanho, densidade e nível de distribuição. Geralmente, as macrocalcificações benignas têm aparência grande, são redondas ou ovais, têm um tamanho uniforme e uma distribuição difusa ou bilateral. Por outro lado, quando são malignas são mais pequenas, têm distribuição irregular ou uma densidade variável, microcalcificações. (Cheriyedath, 2019; Tan, 2010)

2.7 Fatores de Risco

Não existe uma causa específica conhecida para o aparecimento do cancro da mama, no entanto estão descritos alguns fatores de risco associados a esta patologia. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015)

- Sexo e idade – O cancro da mama ocorre com maior frequência nas mulheres do que nos homens. Por outro lado, também, se verifica que há maior risco com o aumento da idade e com o aparecimento da menopausa. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Gravidez tardia – Primeira gravidez depois dos 31. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- História pessoal de cancro da mama – As mulheres que já passaram por um episódio de cancro da mama anteriormente têm uma maior probabilidade de aparecimento de uma nova ocorrência de cancro na outra mama, por exemplo. Existem, também, outros tipos de cancro que contribuem para o aumento deste risco, como cancro dos ovários ou do endométrio. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)

- Genética – Existe maior risco de incidência deste tipo de cancro em pessoas com mutações em alguns genes, como por exemplo o BRCA (gene que faz parte da família dos genes que reduzem a probabilidade de uma célula num organismo multicelular provocar um tumor). (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- História familiar – Se a mulher tiver na família alguém com um episódio de cancro da mama o risco de ela ter é maior (principalmente se for a mãe, tia ou irmã) e, também, de o vir a ter numa idade mais jovem, geralmente antes dos 40. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Fatores ambientais – Tem se comprovado que existe maior taxa de casos de cancro da mama em mulheres ocidentais quando comparado com mulheres asiáticas ou africanas. No entanto, no caso de haver migrações por parte de mulheres dos países com menor taxa para países onde a incidência de cancro é maior, que as suas gerações futuras ficam sujeitas a esse mesmo risco, ou seja, maior risco da doença. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Menstruação precoce e menopausa tardia – O aparecimento da menstruação numa idade mais precoce (antes dos doze anos), a menopausa tardiamente (após os cinquenta e cinco anos), e uma mulher que nunca teve filhos, estão associadas ao aumento do risco deste tipo de cancro. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Obesidade e dieta rica em gorduras – As mulheres obesas, apresentam um risco maior de cancro. Isto porque o corpo produz estrogénios no tecido gordo, logo as mulheres obesas apresentem níveis mais elevados de estrogénios o que por sua vez aumenta a probabilidade da patologia. O mesmo acontece com mulheres que aumentam o peso depois da menopausa. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Medicação Hormonal e Contraceção oral – Embora não esteja completamente comprovado, existe uma associação de maior risco de cancro a mulheres que iniciam o uso de contraceptivos orais numa idade precoce (mais ou menos 5 anos depois da primeira menstruação) e que não interrompem a toma durante 10 anos seguidos ou mais. O mesmo para mulheres que tomam terapêutica hormonal para a menopausa

durante 5 ou mais anos após a menopausa. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)

- Exposição a radiações – Mulheres sujeitas a radioterapia ao peito antes dos 30 anos têm maior risco. Aliás, no geral, quanto mais nova é a mulher sujeita a este tipo de tratamento mais elevado é o risco de vir a ter cancro da mama. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Consumo de álcool – Quanto maior o consumo de álcool maior o risco de cancro da mama. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)
- Sedentarismo – Mulheres inativas tem maior probabilidade de ter cancro da mama, até porque não controlam tão bem o aumento de peso. (Hoffmann, F., 2019; Liga Portuguesa Contra o Cancro, 2015; Tan, 2010)

2.8 Sinais e sintomas

O carcinoma da mama pode ser assintomático, sobretudo nos casos detetados no rastreio. Clinicamente, pode apresentar-se como um nódulo palpável, alterações cutâneas como edema e eritema, edema do membro superior, mastalgia, corrimento mamilar com sangue, espessamento do mamilo, inversão do mamilo, cansaço ou perda de peso. (CUF, 2017; Tan, 2010; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

2.9 Diagnóstico e Detecção

Uma deteção precoce é fundamental para aumentar o sucesso do tratamento. Um diagnóstico precoce adequado diminui o risco de mortalidade uma vez que os tratamentos em estádios precoces são mais eficazes e menos invasivos. (Ministério da Saúde, 2002; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017; Tan, 2010)

2.9.1 Auto-exame

O auto exame é um exame feito pela própria mulher com o objetivo de perceber se existe alguma alteração fora do comum na mama que leve a suspeitar de um possível problema mamário. Deve ser realizado uma vez por mês, todos os meses, após o período menstrual (porque durante o período menstrual o peito aumenta o seu volume e acumula líquidos,

aparecendo por vezes nódulos que só desaparecem após a menstruação). (Ministério da Saúde, 2002; LeBooks, 2014)

Existe duas formas principais de o fazer, inicialmente em frente a um espelho começa-se a examinar em três posições diferentes: uma com os braços esticados, junto ao corpo, outra com os braços levantados acima da cabeça e outra com as mãos na anca. Nestas posições é preciso observar a mama e o mamilo, especialmente ter atenção ao tamanho, forma, cor, crostas, pele com aspeto de casca de laranja ou corrimento ao pressionar o mamilo. De seguida, a análise é feita deitada e com uma almofada por baixo das costas, do lado que irá ser analisado, coloca-se o braço desse lado atrás da cabeça e palpa-se a mama com movimentos circulares percorrendo toda a mama, desde a zona axilar até à linha média estando a alerta para possíveis nódulos ou outras alterações anormais. (Ministério da Saúde, 2002; LeBooks, 2014)

A nível de diferenças é importante ter em atenção: o tamanho, se existe uma grande diferença entre as duas mamas, alterações na pele da mama e de complexo areolo-mamilar e alterações na axila, como nódulos ou outros espessamentos. (Ministério da Saúde, 2002; LeBooks, 2014)

2.9.2 Mamografia

A mamografia, ilustrada na figura 5, é um exame à mama que dura em média 15 minutos, em que se obtém uma imagem médica que recorre a radiação ionizante e vai permitir analisar o parênquima mamário. Como a radiação não atravessa facilmente o tecido são utilizadas duas placas que comprimem a mama, assim com a distribuição do tecido não é necessária tanta radiação. O uso de baixas doses de radiação faz com que seja muito utilizado em rastreios, porque os efeitos colaterais da radiação compensam quando se trata da deteção precoce do cancro. (Seabra, 2013; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

As imagens da mamografia são obtidas sobre dois ângulos diferentes para se poder detetar melhor a presença de nódulos, massas ou microcalcificações. (Seabra, 2013)

2.9.2.1 Mamografia Digital

A mamografia digital é um exame que possibilita um processamento mais simples e rápido das imagens, como se fosse uma máquina fotográfica. Permite ao técnico modificar contrastes, brilhos entre outros parâmetros de imagem porque as imagens, ao contrário da mamografia convencional, são obtidas em ficheiros que pode guardar e trabalhar em computador. (Ministério da Saúde, 2002; Seabra, 2013; Tan, 2010)

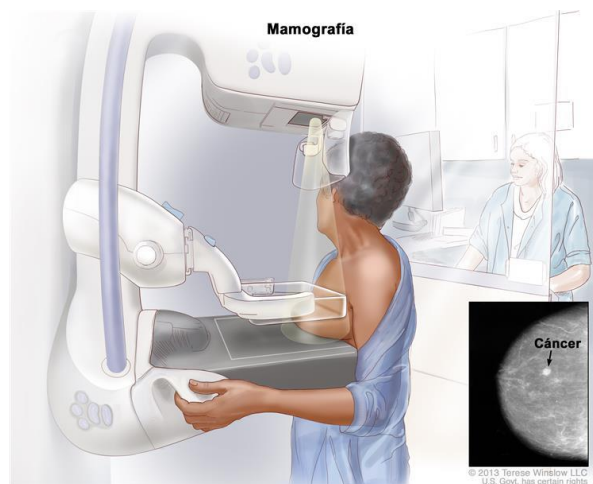


Figura 5 - Mamografia.

2.9.3 Exame Clínico

O exame clínico é um exame feito por um profissional de saúde, a cada três anos em mulheres entre os vinte aos quarenta anos, e depois anualmente após os quarenta anos de idade. Nesta técnica, a mulher deve estar numa posição vertical com os membros sobre a cabeça, o profissional de saúde inicialmente começa por observar o contorno e simetria mamária, depois, com a palma da mão faz palpação à mama, aréola e mamilo. Verifica se existe alguma massa palpável e se esta se encontra aderente ou não aos tecidos profundos. Pois, ao verificar na palpação o tamanho, a forma e textura do nódulo consegue à partida fazer logo uma pré-avaliação sobre se o nódulo é maligno ou benigno. Por último, examina a pele, as axilas e palpa as fossas supra-claviculares para identificar a existência ou não de linfadenopatias. (Ministério da Saúde, 2002; Seabra, 2013; Tan, 2010)

2.9.4 Biópsia

A biópsia, ilustrada na figura 6, é um método que confirma a existência de carcinoma através da excisão de pequenos fragmentos de tecido tumoral da mama. Existe três formas principais para o fazer. A aspiração com agulha fina, uma técnica em desuso porque permite apenas uma análise citológica, não permitindo classificar o subtipo do tumor. A biópsia de agulha grossa é a preconizada já que é feita a colheita de vários fragmentos permitindo uma análise histológica e dos biomarcadores. Por fim, a biópsia cirúrgica em que é feita uma excisão da lesão suspeita e que serve de recurso quando as biópsias de agulha grossa não permitem

fazer o diagnóstico e imagiologicamente se mantém a suspeição. (Ministério da Saúde, 2002; Seabra, 2013; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

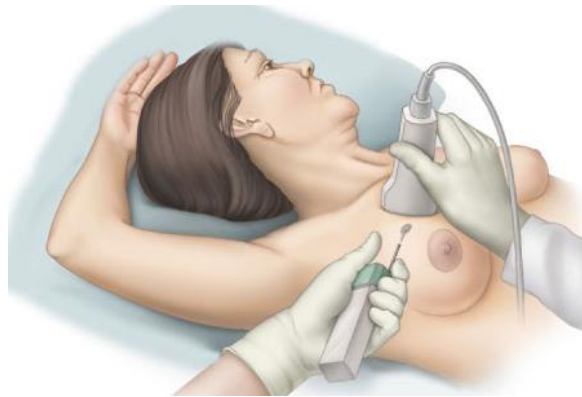


Figura 6 - Biópsia.

2.10 Tratamento e Técnicas mais usadas

O tratamento do cancro da mama deve ser sempre individualizado e decidido em contexto de multidisciplinariedade, tendo em conta fatores como a idade, estado pré ou pós-menopausa, estágio da doença e subtipos da mesma. No geral os tratamentos mais comuns passam por cirurgia, radioterapia e terapêutica sistêmica (hormonoterapia, quimioterapia e imunoterapia). (CUF, 2017; Charlton, 2013)

O tratamento do cancro da mama varia de acordo com o estadiamento da doente, tendo em conta o tamanho, presença de gânglios positivos e metastização à distância. Outro fator, como já foi dito são a avaliação dos biomarcadores, definindo o subtipo molecular e mais recentemente o recurso a plataformas genéticas de forma a definir o risco e decidir acerca da necessidade da quimioterapia.

2.10.1 Cirurgia

Existe dois tipos de cirurgia no tratamento do cancro da mama: as tumorectomias em que se conserva a mama e as mastectomias. Atualmente são complementadas com técnicas oncoplásticas ou de reconstrução, seja com expansores/próteses ou retalhos, figura 7.

A reconstrução é uma decisão que depende da pessoa em conjunto com a opinião do cirurgião. Para esta decisão é necessário ter em conta alguns fatores como: a possibilidade ou não da pessoa ser submetida a radioterapia, a quantidade de tecido removido da mama, a quantidade de tecido no local onde a cirurgia irá ser feita, o estado de saúde e a anatomia

da pessoa e a preferência da mesma. Não existe no entanto consenso em relação á altura que deve ser feita, uns defendem que se deve esperar alguns meses outros que deve ser feita logo após a mastectomia. (CUF, 2017; Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

Tem-se assistido a um descalonamento da abordagem cirúrgica da axila, sendo a biópsia de gânglio sentinela (definido como o gânglio que apresenta maior probabilidade de ser patológico) a técnica gold-standard em doentes com carcinoma invasivo com axila clinicamente negativa. A linfadenectomia axilar é reservada para casos mais específicos e implica a excisão dos gânglios axilares nível II. (CUF, 2017; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

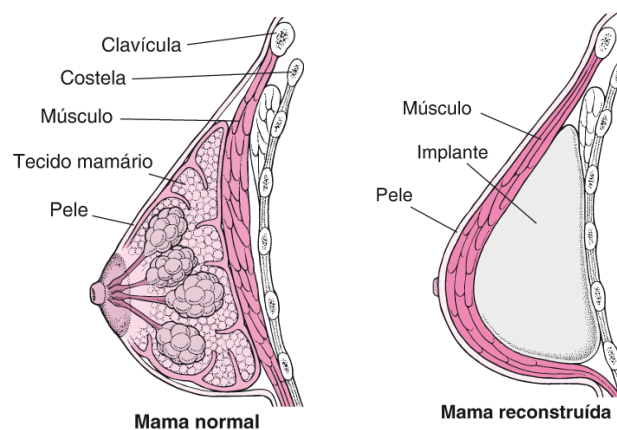


Figura 7 - Reconstrução mamária.

2.10.2 Radioterapia

A radioterapia é uma técnica que usa radiações ionizantes que penetram na doente sem que este as consiga ver ou sentir, com o objetivo de tratar locoregionalmente a doença. É feita normalmente após a cirurgia e no caso de ser cirurgia conservadora já que está comprovado que reduz a recidiva da doença a longo prazo. A radioterapia após mastectomia pode ter que ser realizada em casos específicos e decidido em contexto multidisciplinar. A terapia por radiação é uma boa solução por haver uma redução do risco de recidiva da doença. Esta terapia tem a duração de quatro a cinco semanas e tem início quando a cicatrização estiver finalizada. Pode ser usada como terapia primária no caso de contraindicações para a cirurgia (Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Videtic, Vassil, & Woody, 2020)

2.10.3 Quimioterapia

O objetivo principal da quimioterapia é destruir ou inibir o crescimento das células neoplásicas, atuando de forma sistêmica. Pode ser feita antes (neoadjuvante) ou após a cirurgia. A quimioterapia neoadjuvante é cada vez mais um recurso para avaliar a resposta do tumor aos fármacos, permitindo a diminuição da extensão da doença locoregional e assim a realização de cirurgias menos radicais e mais conservadoras. A decisão da realização deste tratamento tem em conta vários fatores como o subtipo molecular, o estadió e em alguns casos o recurso a plataformas genéticas que classificam o risco. (CUF, 2017; Breast Cancer Facts & Figures, 2007; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017; LeBooks, 2014)

2.10.4 Hormonoterapia

A hormonoterapia é usada essencialmente na prevenção ou no atraso do desenvolvimento de doenças metastáticas após a cirurgia e é um tipo de terapia que tem a sua ação principal nas células cujo desenvolvimento depende do estrogénio. Pois, é este um dos principais estimuladores para o aparecimento deste tipo de cancro. (Ministério da Saúde, 2002; Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

2.10.5 Imunoterapia

A limitação dos tratamentos tradicionais para determinados tipos de cancros levou à pesquisa de novas estratégias de tratamento com maior especificidade. O sistema imunitário desempenha um papel fundamental no organismo, mantendo a homeostase, conferindo a capacidade de proteção contra agentes patogénicos. Posto isto, o sistema imunitário tem a competência no reconhecimento e controlo do crescimento tumoral. A imunoterapia tem a capacidade de estimular o sistema imunitário, de forma a destruir o tumor e impossibilitar recorrências. Deste modo, a imunoterapia surgiu como uma terapêutica poderosa com elevada especificidade. Na atualidade, já é utilizado concomitantemente a imunoterapia com a quimioterapia e várias combinações de imunoterapias. (Bryson & al, 2017; CUF, 2017)

3. Imagem Radiológica

Para a realização deste trabalho, recorreu-se a radiografias onde se encontra o local da lesão.

Estas imagens são obtidas na última etapa de um exame radiológico, a partir da interação dos raios X (forma de radiação ionizante) com a matéria onde é registado a imagem da anatomia de interesse, neste caso a mama. Neste processo existe uma sequência de passos para a obtenção de imagem, inicialmente os raios X são produzidos e formam um feixe primário ao saírem do tubo. Este feixe é filtrado e direcionados para a região de interesse através de colimadores. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

O feixe de raios X atravessa o corpo do paciente, uma parte da radiação é absorvida e outra não, a que não foi absorvida é responsável pela exposição do detetor e formação da imagem. Esta imagem é depois avaliada e armazenada. As regiões do corpo que são mais densas atenuam mais o feixe de raios X do que as regiões menos densas, por exemplo os ossos absorvem mais do que os tecidos moles. Assim sendo, regiões menos densas são mais expostas a radiação. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

Neste caso da mamografia, a imagem pode ser obtida de forma convencional ou digital. A imagem digital tem vantagem em relação á convencional, pois esta última não permite melhorias. Na imagem digital, é possível melhorar contraste e incorporar novas tecnologias como CAD (*computer aided detection*), Tomossintese, entre outros. Existe vários tipos de conceitos que definem uma imagem e a sua qualidade, são eles: o ruído, o contraste, a resolução especial, a densidade, a nitidez e distorção e a latitude. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

3.1 Ruído

O ruído de uma imagem radiográfica é definido como a quantidade de informação indesejável existente na imagem que não é útil para o diagnostico e vai interferir na avaliação por parte do técnico. Nas imagens digitais o ruído pode ser quantificado ou por o cálculo do desvio padrão de fotões que são guardados na área do recetor de imagem ou pelo desvio padrão do sinal da imagem. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

O contraste na imagem digital é dinâmico e dependente do ruído, e os dois, influenciam a qualidade da imagem. Para a visualização de detalhes, se o contraste for baixo a imagem fica limitada à quantidade de ruído e perde-se a informação com o aumento do mesmo na imagem.

Assim, um dos parâmetros mais significativos para a avaliação da qualidade da imagem digital é a razão sinal - ruído (RSR), uma vez que é ótimo para caracterizar o desempenho do detetor quanto a estes dois pontos. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

3.2 Contraste

O contraste de uma imagem está relacionado com o brilho e, ao mesmo tempo, o escurecimento de uma área de interesse em relação à área adjacente. Tudo isto é resultado da diferença de densidades entre as áreas. Quanto menor esta variação, menor o contraste, maior a escala de cinzas da imagem. O objetivo é tornar mais visível os detalhes anatómicos de uma radiografia, por exemplo, vai ajudar a distinguir os diferentes tipos de tecidos ou analisar as relações anatómicas. (Shung, Smith, & Tsui, 2012; Portal da Educacao, 2020)

O contraste final de uma imagem acaba por ser o resultado da espessura e densidade da zona analisada e das propriedades físicas do detetor que vai formar a imagem. No caso de imagens digitais o contraste pode ser afetado pelas técnicas de processamento e qualidade do monitor usado para o efeito. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

Uma maneira de otimizar o contraste final é entender como a radiação X interage com as partes anatómicas de interesse e com o recetor de imagem. Com isso, pode-se obter o melhor contraste com a dose de radiação mais baixa ao paciente. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

3.3 Resolução Espacial

A resolução espacial define-se como a habilidade de distinguir estruturas pequenas, como microcalcificações ou nódulos. Está diretamente relacionada com a nitidez, como será explicado posteriormente. Ou seja, quanto maior a nitidez melhor a resolução espacial, maior o detalhe da imagem. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

3.4 Densidade

A densidade radiográfica refere-se ao grau de enegrecimento da radiografia após o seu processamento, ou seja, quanto maior for o grau de enegrecimento, menor será quantidade de luz que atravessa a radiografia quando colocada na frente de um negatoscópio ou de um

foco de luz, por exemplo, dificultando a leitura e análise da mesma. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

A densidade da imagem é afetada por alguns fatores, como: a sensibilidade e a exposição do detetor. Isto é, por exemplo, na exposição ao detetor depende da espessura e densidade da zona do paciente a que vai ser tirada a radiografia, do tamanho do campo, da distância focal e da quantidade de radiação a emitida durante a exposição. Neste último caso, como depende também da corrente aplicada no filamento, quanto maior a corrente, maior a quantidade de raios x e a densidade, proporcionalmente. Na distância focal, quanto maior for a distância entre o foco e o detetor do tubo de raios x, menor será a densidade da imagem visto que a intensidade do feixe de raios x diminui com o quadrado da distância. Contudo, existe mais fatores que influenciam a densidade de uma imagem, como o filme, o tipo e o processamento dos recetores. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

3.5 Nitidez

A nitidez está relacionada como maior detalhe da imagem, e isso é mostrado pela clareza de linhas estruturais finas e pelas bordas de tecidos ou estruturas visíveis. Quando não existe detalhe, há ausência de nitidez.

Uma boa imagem radiográfica apresenta uma boa nitidez. No entanto existe fatores que afetam esta nitidez, como o movimento, o tamanho do ponto focal, a distância foco-filme e a distância objeto-filme. O uso de um ponto focal menor resulta numa imagem mais nítida ou melhores detalhes. Por outro lado, o uso de um maior tempo de exposição ou uma velocidade do filme mais lenta pode prejudicar a nitidez, pela maior probabilidade de movimento, seja voluntário ou involuntário. (Shung, Smith, & Tsui, 2012; Portal da Educacao, 2020)

3.6 Distorção

A distorção pode ser definida como a representação errada do tamanho ou do formato do objeto projetado numa imagem radiográfica, e pode ser de formato ou de tamanho. A ampliação por exemplo é uma distorção do tamanho. O ideal é minimizar ou controlar a distorção para que seja a menor possível e o objeto ou zona seja representada o mais real e aproximado possível, embora nenhuma radiografia seja uma imagem exata da parte do corpo. Isto, porque é difícil controlar os fatores que influenciam a distorção, como a

ampliação e/ou distorção devido à distância foco – filme (DFoFi) ou a divergência do feixe de raios X. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

A divergência do feixe de raios X entende-se como um estudo de posicionamento radiográfico e ocorre porque os raios X são originados a partir de uma fonte estreita no tubo e dispersam-se para envolver todo o filme ou o recetor de imagem. O tamanho do feixe de raios X é limitado por colimadores ajustáveis, que absorvem os raios X periféricos dos lados, controlando o tamanho do campo de colimação. Assim resulta que quanto maior o campo de colimação e menor o DFoFi, maior o ângulo de divergência nas margens externas, aumentando o potencial de distorção nas mesmas. Alinhamento do objeto também é um fator importante na distorção, pois quanto melhor o alinhamento do objeto menor a distorção. (Shung, Smith, & Tsui, 2012; Portal da Educacao, 2020)

3.7 Latitude

A latitude está relacionada com o contraste, ou seja, quanto maior o contraste menor a latitude. Logo, uma imagem com alta latitude tem uma aparência mais acinzentada e com pouca diferença de tons entre estruturas adjacentes. (Shung, Smith, & Tsui, 2012)

4. Mamografia – O exame e os seus planos

A mamografia é um dos exames mais conhecidos e mais importante quando falamos em rastreios do cancro da mama, pois permite observar e detetar vários tipos de lesões. Tem dois tipos de utilização pode ser realizada em ambiente de rastreio ou de diagnóstico. Para este trabalho, será de extrema importância visto que é a partir de imagens radiográficas da mamografia que será analisada e resolvida a problemática em questão.

Normalmente, este exame, é recomendado a mulheres assintomáticas com idades entre os 45 e os 69 anos e que o devem fazer com uma periodicidade de dois anos, no entanto no caso de história familiar é feito mais cedo, 10 anos antes da idade do familiar aquando o diagnóstico. Não existe, no entanto, uma previsão para o fim do rastreio, porque a partir dos 70, deve ser analisado caso a caso. É um exame geralmente indolor, apenas causa um desconforto ou uma pequena dor quando se faz a compressão mamária. (Ministério da Saúde, 2002; Seabra, 2013; LeBooks, 2014; Link, 2012)

Os objetivos principais da mamografia são permitir o tratamento precoce do cancro da mama, reduzir a necessidade de tratamentos agressivos, como a mastectomia e melhorar as taxas de sobrevivência. Existe dois tipos de mamografia, a digital e a convencional, e sempre que possível é melhor optar pela mamografia digital porque há menor dose de radiação-x e a qualidade de imagem é melhor. (LeBooks, 2014)

4.1 Mamografia de rastreio

A mamografia de rastreio é realizada com uma periodicidade, como mencionado acima, de dois em dois anos e o objetivo é a deteção de pequenas lesões. Este tipo de mamografia é um procedimento padronizado composto por quatro incidências, duas para cada mama: a incidência crâniocaudal e a incidência medio-lateral oblíqua. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

A mamografia de rastreio é, normalmente, realizada por um técnico de radiologia e depois analisada por dois radiologistas, de forma independente e em ambientes separados. No caso de se detetar alguma lesão ou se suspeitar da mesma, o utente é sujeito a mais exames, como por exemplo a tomossíntese, a ecografia, a biopsia com agulha ou mesmo a mamografia com mais incidências mamográficas. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

4.2 Mamografia de Diagnóstico

A mamografia de diagnóstico é semelhante à mamografia de rastreio, mas é realizada em doentes que apresentam sintomas clínicos como nódulos palpáveis, corrimento mamilar, espessamento cutâneo e/ou retração mamilar, com o objetivo de definir se o que foi detetado é ou não um cancro da mama. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

A mamografia de diagnóstico, tal como na anterior, é feito segundo dois planos, mas o radiologista realiza o exame clínico mamário completo.

4.3 Procedimento e Incidências

Uma das primeiras partes de um exame mamográfico é a anamnese em que são retiradas ao utente as informações mais importantes e relevantes, como o nome, idade, história clínica, entre outros. Estes dados são importantes também para ajudar á interpretação do exame por parte do médico. (Tan, 2010)

A mamografia é realizada usando um aparelho de raios X. A escolha do recetor de imagem deve ser realizada de acordo com o tamanho da mama. O exame é realizado com o utente de pé, preferencialmente, sem roupa na parte superior do tronco e em dois planos ou incidências. Esta técnica requer compressão da mama por 5 a 10 segundos em cada plano de forma a libertar menor dose de radiação possível e obter imagens de alta qualidade. É natural a existência de alguma dor ou desconforto durante a compressão mamária. Mas esta compressão é essencial para evitar a sobreposição de estruturas mamárias, diminuir a espessura da mama de forma a evitar o espalhamento dos raios X e reduzir a distorção geométrica. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

O procedimento completo, incluindo a preparação, dura aproximadamente 5 a 10 minutos e é de extrema importância a ausência de movimento durante este período de tempo. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

Existe duas posições necessárias (fig.8) para que tenhamos uma visão tridimensional das estruturas mamárias. (Tkaczuk, Kesmodel, & Feigenberg, 2017)

4.3.1 Incidência Crânio-caudal (CC)

A incidência crânio-caudal é feita segundo um plano horizontal e permite visualizar grande parte do tecido mamário. Inicialmente tenta-se distanciar o máximo possível a mama da parede torácica e coloca-se a mesma em cima do suporte, tentando que contenha toda a estrutura possível. Seguidamente com a placa superior faz-se compressão. A papila mamária deve estar centrada em relação ao suporte da mama e os braços devem estar ao longo do corpo. (Rinella, 2005)

4.3.2 Incidência Medio-lateral Oblíqua (MLO)

A incidência medio-lateral oblíqua, como o próprio nome indica é feita segundo um plano oblíquo ou segundo um ângulo de 45 graus e permite visualizar grande parte do tecido mamário, ou seja, desde a zona da axila até a prega infra - mamária. Como no plano anterior, também neste é importante que a mama esteja o mais distante possível da parede torácica, e neste caso ao longo de um plano paralelo ao músculo peitoral maior. (Rinella, 2005)

O suporte vai sofrer uma rotação a um ângulo de 45°, idealmente, embora possa ser condicionado pela estatura da paciente. O braço mais próximo da mama analisada deve estar posicionado na lateral do suporte. O suporte é colocado sob a mama, e tem que se ter em atenção a gravidade para que todo o tecido mamário contido quando o posicionamento nos suportes. A orientação do feixe de raios X será de uma posição superior e medial para uma inferior e lateral. (Rinella, 2005)

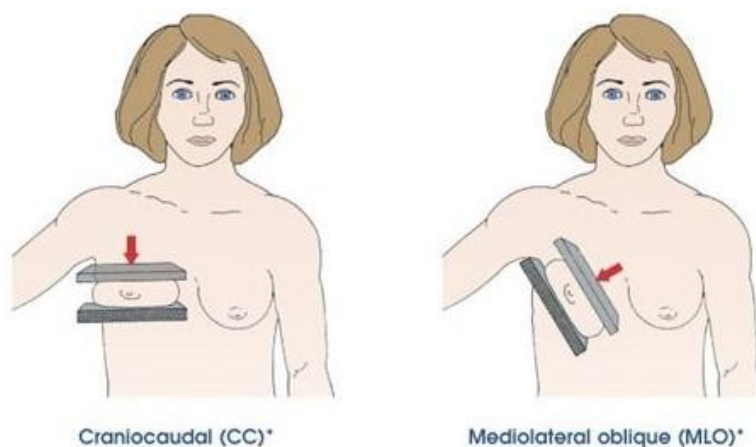


Figura 8 - Mamografia: ângulos mais utilizados

5. A Deformação

As deformações ocorrem quando o corpo é sujeito à ação de várias forças sobre ele, ou seja, a deformação de um corpo é uma alteração na forma ou nas dimensões do corpo considerado. Existe vários tipos de deformações (compressões, distensões, flexões, torções, entre outros) podendo elas ser elásticas ou plásticas. Uma deformação é designada por deformação elástica quando desaparece com a inexistência das forças que a originaram, enquanto, a plástica é uma deformação que persiste mesmo após a inexistência das forças que a originaram. Vários estudos no sentido de modelar objetos não-rígidos, ou seja, objetos que possuem características elásticas, como por exemplo, o tecido mamário que está a ser abordado neste trabalho. (Melo, 2012)

Pela análise física, um corpo sujeito a uma tensão provoca mudanças relativas às dimensões ou formas do corpo. A tensão e deformação são representadas pelas letras gregas, σ e ε respetivamente e é importante que estes sejam estudados conjuntamente. Assim sendo, tensão é o estado causado pela aplicação de carga em um corpo ou o material. A força (F) por unidade de área (A) aplicada à superfície de um sólido em que é definida como tensão (σ) (Smith, 1996):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Onde:

- σ = Tensão aplicada (Pa=N/m²)
- F = Força aplicada (N)
- A = Área da superfície do sólido (m²)

Ao aplicar-se uma força no material, este vai sofrer mudanças na sua estrutura. De modo geral, todos os corpos sofrem deformações, isto é, alterações nas suas dimensões lineares e/ou não lineares, quando submetidos a forças de compressão ou de tração. (Smith, 1996)

As deformações, em geral, podem ser classificadas como: elástica (ou transitória), plástica (ou permanente), podendo ainda ser de rutura do material. Um material admite comportamento elástico ou transitório quando, ao ser submetido a esforços mecânicos, apresenta deformações não permanentes, ou seja, ao retirar-se a força aplicada, o corpo regressa às suas dimensões originais. (Callister, 2012)

Ao nível molecular, a deformação elástica acontece quando as moléculas alteram as suas posições relativas. Na tração ocorre um alongamento na direção da aplicação da força. Na compressão ocorre um encurtamento na direção da aplicação da força. No corte (ou deformação tangencial) ocorrem deslocamentos em planos paralelos com sentido oposto, causando uma variação da forma do objeto. Na flexão há a rotação do eixo geométrico do objeto, em torno de uma das direções restantes, considerando um referencial cartesiano. Na torção os eixos geométrico e axial do objeto são torcidos. Quando as forças deixam de actuar, as moléculas voltam às formas e dimensões originais. A deformação elástica num estado uniaxial é expressa pela Lei de Hooke que de forma simplificada diz (Smith, 1996):

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2)$$

Em que:

- σ é a tensão normal,
- E é o módulo de Young (ou de elasticidade)
- ε é a deformação normal unitária.

A rigidez é proporcional ao módulo de Young de um material quando submetido a uma força externa de tração ou compressão. Dessa forma, esta relação só se aplica no domínio antes do limite elástico e indica que a inclinação pode ser usada para achar o módulo de Young (Callister, 2012).

O comportamento plástico acontece quando o mesmo material é submetido a tensões mais elevadas e suas dimensões são alteradas permanentemente, ou seja, o material mantém a deformação permanentemente. A nível atómico, o que acontece é que a deformação plástica ocorre quando planos atómicos deslizam uns sobre os outros, de tal forma que ao remover os esforços mecânicos, o material já não volta às dimensões originais. Além disso, existe a fase de rutura do objeto quando submetido a uma força que supera a tensão de plasticidade. A tensão para rutura diminui à medida que o processo se inicia (Callister, 2012; Smith, 1996) .

5.1 Objetos Deformáveis

Existem diferentes materiais, elásticos e híperelásticos, que podem ser considerados para atribuir à mama as características biomecânicas de tensão e deformação. Os materiais elásticos são, neste contexto, caracterizados por serem isotrópicos com comportamento linear, já os materiais híper- elásticos são neo-Hookeanos e possuem o comportamento não linear (fig.9). (Smith, 1996)

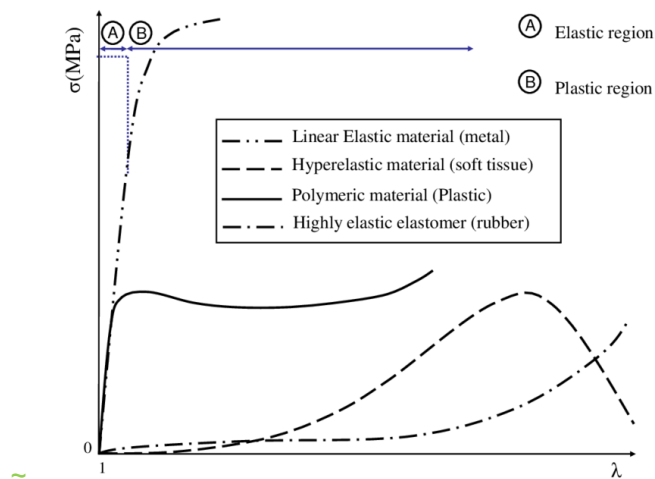


Figura 9 - Comportamento mecânico de materiais elásticos e híperelásticos

O material híperelástico apresenta desempenho superior aos modelos lineares elásticos que não podem exceder o domínio linear da Lei de Hooke. Este material possui comportamento não linear geométrico e material. A não linearidade do material é considerada através do modelo constitutivo, ou seja, neste trabalho será adotado o modelo Neo-Hookeano. No caso da não linearidade geométrica, esta tem origem nas deformações à superfície da geometria do elemento estrutural, ou seja, através dos termos não lineares do deslocamento. (Rajagopal, Nielsen, & Nash, 2010; Samani & Plewes, 2004)

Portanto, as técnicas de modelação para objetos deformáveis combinam materiais, elementos da geometria, física, cálculo avançado, teoria da aproximação, estatística e estudos de computação numérica. Os modelos deformáveis com base em leis da Física foram desenvolvidos na tentativa de descrever com precisão as interações entre os objetos virtuais e as forças externas aplicadas (Rajagopal, Nielsen, & Nash, 2010; Choi & al, 2004).

5.2 Métodos Físicos para a Simulação

Os métodos físicos para a manipulação de objetos deformáveis surgiram da inviabilidade das técnicas puramente geométricas de modelação de ambientes e fenómenos naturais. Desta forma, estes métodos utilizam princípios físicos e poder computacional para simulação realista de processos físicos complexos que seriam difíceis de simular com apenas técnicas geométricas. A modelação física em tempo real de biomateriais envolve vários tipos de pesquisa: compreensão de tecidos moles e duros, planeamento cirúrgico de procedimentos

específicos para cada paciente, treino cirúrgico, e outros de interesse da comunidade científica. (Robb, 2008)

Os tecidos moles têm natureza biomecânica complexa, pois podem sofrer grandes deformações, o que não é comum na maioria dos materiais de engenharia, além do comportamento não linear. As técnicas de modelação foram melhoradas com o aumento do poder computacional e com a possibilidade de incorporar à estrutura geométrica dos modelos aos princípios da física, tais como a dinâmica e mecânica do contínuo. Além do mais, é possível obter deformações mais convincentes e realistas. (Halic & al, 2009)

Desta maneira, os métodos para avaliar a deformação são baseados na física e consideram as leis da dinâmica para modelar o movimento e a forma dos objetos, visto a necessidade de obter simulações de aplicações em tempo real na qual permita a visualização, navegação e interação dos objetos 3D ligados à área da saúde. Neste contexto, há várias pesquisas de modelação do comportamento mecânico de tecidos biológicos suaves, em que necessita de um cálculo preciso e em tempo real da deformação do tecido (Melo, 2012; Moore & Molloy, 2007).

O Método Massa-Mola (MS) é utilizado na modelação de objetos deformáveis para modelos simplificados e de baixa resolução, constituído por um conjunto de pontos ligados por mola e amortecedores numa estrutura de malha. (Gibson & Mirtich, 1997)

Assim sendo, as molas ligadas por pontos, onde se considera a existência de massas concentradas exercem forças sobre os pontos vizinhos quando uma massa é deslocada de sua posição de repouso. Assim, a força produzida pela mola é diretamente proporcional ao seu deslocamento do estado inicial. A equação 3 explica o cálculo da deformação (Oliveira & al, 2013):

$$F = k \Delta l \quad (3)$$

Em que:

- F é a força elástica (Newton),
- k é a constante elástica da mola (Newton/metro)
- Δl é a deformação da mola (metro).

A constante elástica traduz a rigidez da mola, ou seja, quanto maior for a constante elástica da mola, maior será sua deformação. (Oliveira & al, 2013)

A expressão é sempre calculada quando a mola sai de seu estado de equilíbrio, estado original da mola, e passa a ser comprimida ou esticada. Assim, a Lei de Hooke pode ser utilizada desde que o limite elástico do material não seja excedido. Por consequência, o

comportamento elástico dos materiais segue o regime elástico na Lei de Hooke apenas até um determinado valor de força. Após isto, a relação de proporcionalidade deixa de ser definida. Assim, se essa força continuar a aumentar, o corpo perde a sua elasticidade e a deformação passa a ser permanente, inelástica, e pode chegar a romper o material. Normalmente as molas são lineares e respeitam a Lei de Hooke, todavia as molas não lineares também são utilizadas para representar tecidos como, por exemplo, a pele humana, que tem comportamento inelástico. Este método tem algumas vantagens pois é um método de fácil compreensão e implementação, e possibilita a simulação de deformações de objetos em tempo real, quando se quer modelar ou criar propriedades muito complexas com uma grande quantidade de vértices. No entanto, o processo acaba por ser inviável, uma vez que a resposta do sistema leva muito tempo a fazer os cálculos que envolvem as matrizes. (Choi & al, 2004; Campos, Moraes, & Machado, 2006)

O Método dos Elementos Finitos (MEF) consiste na discretização de um domínio real, num conjunto de elementos (elementos finitos) que são delimitados por números, que garantem a continuidade entre eles elementos adjacentes. Assim, o MEF um método numérico vocacionado para a resolução de equações diferenciais, do tipo de problemas de valores de fronteira, muito comuns no domínio da mecânica dos meios contínuos. Porém, o MEF pode envolver um elevado custo computacional, o que torna a implementação deste método muito complicada. (Choi & al, 2004; Halic & al, 2009; Molinari & al, 2005)

Uma das vantagens do MEF é a possibilidade de utilizar diferentes parâmetros numa única aplicação, ou seja, para elementos adjacentes é possível atribuir diferentes parâmetros físicos. Desta forma, é o método capaz de representar o tecido mamário e as características envolvidas na deformação da superfície tais como os líquidos e as diferentes camadas de gordura. Para a simulação de procedimentos cirúrgicos que envolvem a deformação, é importante analisar se o método escolhido não causa impacto na simulação em tempo real. (Azar, Metaxas, & Schnall, 2001; Halic & al, 2009)

5.3 Método dos Elementos Finitos (MEF)

O MEF é uma ferramenta amplamente utilizada nos vários domínios da física e da mecânica, e neste último contexto mais particularmente, na análise de problemas de elasticidade. Assim sendo, este método visa analisar modelos matemáticos de problemas físicos em meios contínuos em que se discretiza o meio, ou seja, subdivide em elementos que mantêm as propriedades do objeto que o originou. Este método é utilizado para solução por aproximação

de equações diferenciais parciais e também na solução de equações integrais. (Molinari & al, 2005; Campos, Moraes, & Machado, 2006)

Nesse sentido, é possível modelar geometricamente objetos formados pela repetição de elementos como linhas (1D), triângulos e quadrados (2D – elementos planos), tetraedros e hexaedros (3D - elementos com volume). No domínio 1D, são frequentemente usados os elementos de segmentos de linha curtos que se interligaram para formar a linha original. Para um domínio 2D, os elementos são normalmente pequenos triângulos ou pequenos retângulos. Os elementos retangulares são melhores para serem discretizados em regiões regulares, enquanto os triangulares podem ser usados para regiões irregulares. Numa solução 3D, o domínio pode ser subdividido em tetraedros, prismas triangulares, ou cubos. Os tetraedros são mais simples e devido à quantidade de nós, também têm a melhor visualização de domínios arbitrários. (Machado & Campos, 2008)

A aplicação do MEF na modelação de objetos deformáveis é desenvolvida com base em conceitos da mecânica do contínuo, ramo da mecânica que trabalha o modelo como um sólido com massa e energia uniformemente distribuída, denominado corpo contínuo. Este conceito permite a definição de ponto geométrico como um limite matemático tal como na definição de derivada no qual faz com que os princípios físicos envolvidos sejam trabalhados por equações diferenciais e integrais. (Moore & Molloy, 2007; Gibson & Mirtich, 1997)

O MEF apresenta várias vantagens como: pode ser facilmente utilizado em regiões irregulares, é fácil de trabalhar em termos de material não homogêneo, permite o uso de diferentes tipos de condições de contorno, resolve problemas em regime estacionário ou transitório, resolve problemas envolvendo meio físico com propriedades não lineares; e permite desenvolver programas de computador de uso mais abrangente. (Melo, 2012)

O MEF tem a possibilidade de utilizar diferentes parâmetros em uma mesma aplicação, ou seja, para elementos adjacentes é possível atribuir diferentes parâmetros físicos. Este método permite representar o tecido mamário e analisar a biomecânica da mama segundo as características envolvidas na deformação. (Azar, Metaxas, & Schnall, 2001; Han & al, 2016)

Os dados de entrada contendo a deformação da mama são as propriedades mecânicas, no qual são analisados o Módulo de Young ou Módulo de Elasticidade e a força máxima para diferentes tecidos, pois é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida de rigidez. A rigidez dos tecidos mamários foi analisada através de estudos que utilizam técnicas in vivo e não, no qual são testados os tecidos e pequenas deformações. Desta forma, as relações entre deformação e tensão foram examinadas para cada tipo de tecido mamário que apresenta a resposta mecânica não linear (fig.10), para os seis tecidos mamários (tecido adiposo, tecido glandular, carcinoma lobular, fibroadenoma, carcinoma ductal infiltrado e carcinoma ductal in

situ). Assim, as propriedades mecânicas constituintes da mama foram caracterizadas pela elasticidade linear do módulo de Young para quantificar a rigidez dos tecidos da mama, figura 10. (Ramião & al, 2016)

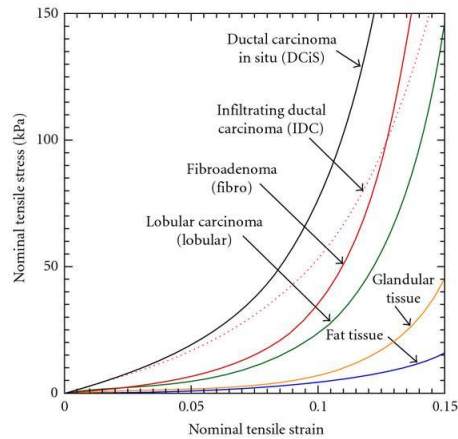


Figura 10 - Curvas não-lineares de tensão e deformação para tecidos mamários (tecido adiposo, tecido glandular, carcinoma lobular, fibroadenoma, carcinoma ductal infiltrado e carcinoma ductal in situ).

A vantagem do método é que a equação de movimento para o sistema global pode ser obtida pela junção das equações determinadas individualmente para cada elemento finito utilizado na modelação. O movimento em qualquer ponto no interior de cada um destes elementos é obtido por intermédio de interpolação sendo, geralmente, as funções de interpolação polinómios de grau reduzido e iguais para elementos do mesmo tipo. Outra vantagem do MEF é a facilidade com que a sua generalização pode ser conseguida para a resolução de problemas bidimensionais e tridimensionais constituídos por vários materiais diferentes e com fronteiras irregulares. (Ramião & al, 2016)

Deve ser feita uma distinção entre a formulação matemática do problema e a sua solução numérica, consistindo esta última na aplicação do MEF. Todavia, para garantir uma relação entre as mesmas, as equações matemáticas referentes ao modelo a ser criado têm que cumprir alguns requisitos. (Gibson & Mirtich, 1997)

O problema deve ser escrito na sua forma variacional, ou seja, envolvendo equações integrais, e devem ser estabelecidos fatores que irão influenciar na solução do problema e as condições de contorno. Além disso, define-se a energia potencial de um corpo como sendo o trabalho realizado por todas as forças externas e internas que agem sobre o mesmo estando ele deformado e regressando depois à sua configuração inicial (equilíbrio) (Gibson & Mirtich, 1997). Sendo a energia potencial total de um corpo ou sistema elástico (π_p) é dada por:

$$\pi\rho = U - V \quad (4)$$

Em que:

- U é a energia de deformação elástica
- V o trabalho realizado pelas forças externas aplicadas.

5.4 Elasticidade tridimensional

Num ponto de um dado corpo existe um estado de tensão e um estado de deformação associado ao primeiro. O grau da deformação varia não só com a natureza do material, como também, com a grandeza das ações e, após estas serem retiradas, o corpo recuperar ou não a sua configuração original. Com base nestas observações, desenvolveram-se modelos capazes de descrever e prever com alguma precisão o comportamento de sólidos em resposta à aplicação de um conjunto de ações. Desta forma, o estudo do problema da elasticidade parte da definição de um modelo que, respeitando o seu domínio de aplicação, permite reproduzir com uma precisão aceitável o comportamento do sistema. Este comportamento é criado a partir da definição das relações que se dão entre os parâmetros que definem o comportamento do modelo. Assim, considerando as forças aplicadas tanto no domínio como na fronteira do corpo, pode-se partir para a caracterização do comportamento de qualquer material tido como elástico considerando apenas um conjunto limitado de parâmetros: as forças aplicadas no corpo, as tensões que se formam no seu interior, os deslocamentos de pontos do corpo, as deformações, as propriedades associadas aos materiais constituintes e a geometria do corpo em análise (Soriano, 2009)

O MEF é aplicado assim para análise de problemas de elasticidade de acordo com a geometria da peça e a forma como é solicitada. Consideram-se dois tipos de problemas que podem ser adequadamente modelados recorrendo à formulação tridimensional da Teoria da Elasticidade, são eles, o comportamento de peças sujeitas a estados de tensão ou a estados de deformação. (Soriano, 2009)

O elemento finito solido tetraédrico tem funções de base que são usadas para definir a parametrização adaptada aos domínios tridimensionais. A parametrização linear de uma região tetraédrica é obtida através do sistema de equações abaixo. As seguintes equações apresentam o campo de deslocamentos para o elemento tetraédrico. (Soriano, 2009)

$$\begin{aligned} u &= \alpha + \alpha_1 x + \alpha_2 y + \alpha_3 z \\ v &= \alpha_5 + \alpha_6 x + \alpha_7 y + \alpha_8 z \end{aligned} \quad 5)$$

$$w = \alpha_9 + \alpha_{10}x + \alpha_{11}y + \alpha_{12}z$$

Para objetivos do presente trabalho, a equação do MEF considera a deformação de um sólido em condições de equilíbrio estático. O campo de deslocamento $\mathbf{u}(x, y, z)$ causado por uma ação mecânica é aproximado dentro de cada elemento finito pelo vetor de campo de deslocamento $\mathbf{U}(u, v, w)$, onde x, y, z são as coordenadas locais do elemento finito. Neste seguimento, o deslocamento aproximado é expresso em termos do vetor de deslocamento dos nós do elemento finito e cada ponto nodal i os deslocamentos numerados na ordem de u_i, v_i e w_i de acordo com a Equação 5. (Cook, 1994; Soriano, 2009)

$$u_i = \sum_{K=1}^N N_k U_i^K = N_k U_i^K, i = 1,2,3; K = 1,2, \dots, N$$

$$\mathbf{U} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \sum_{K=1}^N N_K \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix}_i \quad (6)$$

Em que:

- N_k são as funções de interpolação
- U_i^K são os componentes (u, v, w) do vetor de deslocamento no nó K ,
- N é o número de nós de elementos finitos.

Os deslocamentos ou outros graus de liberdade são calculados num nó do elemento. Em qualquer outro ponto no elemento, o deslocamento é obtido por interpolação dos deslocamentos nodais. Geralmente, a ordem de interpolação é determinada pelo número de nós utilizado no elemento. Estes elementos sólidos consideram uma fórmula genérica com três graus de liberdade do tipo deslocamento de traslação $(u, v$ e $w)$. O elemento apresentado baseia-se num elemento finito sólido com oito nós. O número de graus de liberdade deste elemento é $p = 8 \times 3 = 24$. Assim sendo, é possível obter uma numeração sequencial dos graus de liberdade do problema, esta define o campo de deslocamentos para um tetraedro segundo esses graus. O vetor de graus liberdade do campo de deslocamentos é $\{d\}$. Desta forma, pode-se definir a matriz deslocamentos da seguinte maneira (Kwon & Bang, 2000):

$$\begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = [N]\{d\}$$

$$\{d\} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} N1 & 0 & 0 & N1 & 0 & 0 & N2 & 0 & 0 & N3 & 0 & 0 & N4 & 0 & 0 \\ 0 & N1 & 0 & 0 & N1 & 0 & 0 & N2 & 0 & 0 & N3 & 0 & 0 & N4 & 0 \\ 0 & 0 & N1 & 0 & 0 & N1 & 0 & 0 & N2 & 0 & 0 & N3 & 0 & 0 & N4 \end{bmatrix} = \begin{Bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ w_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ w_2 \\ u_3 \\ v_3 \\ w_3 \\ u_4 \\ v_4 \\ w_4 \end{Bmatrix} \quad (7)$$

As variáveis são organizadas por variáveis estáticas e variáveis cinemáticas, de modo a preservar as definições dadas para o trabalho realizado pelas forças interiores e exteriores. Os vetores transpostos das componentes de tensão e das componentes de deformação (σ^T e ε^T), são definidos por seis componentes independentes das nove componentes dos tensores simétricos de tensão e de deformação (Kwon & Bang, 2000):

$$\begin{aligned} \sigma^T &= \{\sigma_x \sigma_y \sigma_z | \tau_{xy} \tau_{xz} \tau_{yz}\} \\ \varepsilon^T &= \{\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_z | \gamma_{xy} \gamma_{xz} \gamma_{yz}\} \end{aligned} \quad (8)$$

Em que:

- σ são as tensões normais em cada plano;
- τ são as tensões tangenciais em cada plano;
- ε são as deformações nos planos;
- γ são as distorções nos planos.

Estas quatro componentes são necessárias para caracterizar as forças de volume (f^T) e a tensão de fronteira (τ^T), assim como os deslocamentos correspondentes (u^T) (Kwon & Bang, 2000):

$$\begin{aligned} f^T &= \{f_x f_y f_z\} \\ \tau^T &= \{\tau_x \tau_y \tau_z\} \\ u^T &= \{u_x u_y u_z\} \end{aligned} \quad (9)$$

O tensor de tensão de Cauchy τ^T transposto expressa os esforços internos numa partícula de um sólido para todas as direções, conhecida como tensão de fronteira. A força interna

distribuída de um ponto sobre seu vizinho é determinada pela direção do vizinho n através da fórmula de Cauchy (Soriano, 2009):

$$\begin{aligned}\tau &= \sigma n \\ \tau_x &= \sigma_{xx}n_x + \sigma_{xy}n_y + \sigma_{xz}n_z \\ \tau_y &= \sigma_{yx}n_x + \sigma_{yy}n_y + \sigma_{yz}n_z \\ \tau_z &= \sigma_{zx}n_x + \sigma_{zy}n_y + \sigma_{zz}n_z\end{aligned}\tag{10}$$

As seguintes expressões apresentam a condição de simetria das componentes da tensão por se encontrarem no mesmo plano.

$$\sigma_{xz} = \sigma_{zx} \quad \sigma_{yx} = \sigma_{xy} \quad \sigma_{yz} = \sigma_{zy}\tag{11}$$

Em que n_x , n_y e n_z são as direções da componente normal exterior unitária à fronteira no ponto da superfície em que está aplicada a tensão de fronteira t .

A tensão num ponto tem que ser representada por um tensor para poder expressar o vetor força em qualquer direção. Para o estudo do estado de tensões no interior do corpo deformado, isola-se um elemento infinitesimal de um volume de dimensões Δx , Δy , Δz . Verifica-se que $\partial\sigma_x$ representam os incrementos de tensão, devido à presença das forças de corpo f_i , por exemplo. Todas as variáveis são medidas no referencial global da malha de elementos finitos. Desta forma, os problemas que têm uma geometria complicada, como o caso das estruturas biológicas, a fórmula do MEF origina num sistema de equações algébricas simultâneas com a solução. Substituindo os incrementos de tensão e escrevendo as equações de equilíbrio nas direções x , y e z obtém-se as equações de equilíbrio para tensões que definem o sistema para a elasticidade tridimensional. (Kwon & Bang, 2000)

$$\begin{cases} \frac{\partial\sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial\tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial\tau_{xz}}{\partial z} + f_x = 0 \\ \frac{\partial\tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial\sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial\tau_{yz}}{\partial z} + f_y = 0 \\ \frac{\partial\tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial\tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial\sigma_z}{\partial z} + f_z = 0 \end{cases}\tag{12}$$

O vetor que contem os elementos deformados, em que são dadas as tensões normais e de corte, é apresentado na equação cinemática a seguir (Soriano, 2009):

$$\{\epsilon\} = \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ \gamma_x \\ \gamma_y \\ \gamma_z \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{Bmatrix} = [L] \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \quad (13)$$

Em que

- u , v e w são deslocamentos nas direções x , y e z , respetivamente.

Desta forma, apresenta a equação cinemática para o sistema com três coordenadas. As condições de contorno podem ser essenciais (ou geométricas) ou naturais. Condições essenciais são os deslocamentos instituídos e as condições naturais são apresentadas segundo a tração, que pode ser expressa por:

$$\begin{aligned} \phi_x &= \sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y + \tau_{xz} n_z = \overline{\phi_x} \\ \phi_y &= \tau_{xy} n_x + \sigma_y n_y + \tau_{yz} n_z = \overline{\phi_y} \\ \phi_z &= \tau_{xz} n_x + \tau_{yz} n_y + \sigma_z n_z = \overline{\phi_z} \end{aligned} \quad (14)$$

Aqui as tensões aplicadas nas direções n_x , n_y e n_z apresentam as condições de contorno do elemento tridimensional. O L é o operador diferencial de compatibilidade, cuja definição é:

$$[L] = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial x_2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial x_3} \\ \frac{\partial}{\partial x_2} & \frac{\partial}{\partial x_1} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial x_3} & \frac{\partial}{\partial x_2} \\ \frac{\partial}{\partial x_3} & 0 & \frac{\partial}{\partial x_1} \end{bmatrix} \quad (15)$$

Quando introduzido o operador diferencial $[L]$ à matriz das funções de interpolação do campo de deslocamentos, conforme a Equação 15, é possível representar o campo de deformações através do produto entre uma matriz global das derivadas parciais das funções de deslocamento de NK , referida por $[B]$ e o vetor dos graus de liberdade do campo de deslocamentos, $\{\epsilon\}$, conforme é indicado a seguir (Soriano, 2009) :

$$\{\varepsilon\} = [L] \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = [L] \sum_{k=1}^n N_k \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix}_i = \sum_{k=1}^n [B] \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix}_i, i = 1,2,3; K = 1,2, \dots, N \quad (16)$$

Onde a matriz $[B]$, de dimensão $(6 \times 3n)$, é composta por n matrizes das derivadas parciais das funções de interpolação (Kwon & Bang, 2000):

$$[B] = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1}{\partial x_1} & 0 & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial x_1} & 0 & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial x_1} & 0 & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial x_1} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial y} & 0 & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial y} & 0 & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial y} & 0 & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_1}{\partial z} & 0 & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial z} & 0 & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial z} & 0 & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial z} \\ \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_1}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \frac{\partial N_2}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial y} & \frac{\partial N_3}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial y} & \frac{\partial N_4}{\partial x_1} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial y} & \frac{\partial N_1}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial y} & \frac{\partial N_2}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial y} & \frac{\partial N_3}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial y} & \frac{\partial N_4}{\partial z} \\ \frac{\partial N_1}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_1}{\partial x_1} & \frac{\partial N_2}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial x_1} & \frac{\partial N_3}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial x_1} & \frac{\partial N_4}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial x_1} \end{bmatrix} \quad (17)$$

A equação constitutiva para um material isotrópico segundo a Lei de Hooke generalizada é

$$\{\sigma\} = [D] \{\varepsilon\} \quad (18)$$

Esta equação relaciona o estado de tensão (σ) com o estado de deformação (ε) de acordo com as características do material de que um corpo é constituído ($[D]$). A matriz da propriedade do material é conhecida como matriz constitutiva. (Soriano, 2009)

$$[D] = \frac{E}{[(1+\nu)(1-2\nu)]} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{\nu} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{\nu} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{\nu} \end{bmatrix} \quad (19)$$

Esta matriz integra informação relativa ao módulo de Young (E) com o Coeficiente de Poisson (ν), que caracterizam o tecido da mama. Qualquer material elástico ao ser esticado sofre também uma deformação transversal no sentido oposto (redução da dimensão inicial) que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. Assim sendo, a razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção da força de tração, chama-se o coeficiente, ou razão de Poisson. Com o intuito de descobrir a matriz de rigidez, é preciso conhecer todas as incógnitas da equação 19, onde $\{d\}$ é o vetor de

deslocamento nodal e $[B]$ é a matriz de forma apresentado na equação 7 e 17, respectivamente. (Kwon & Bang, 2000)

$$\{\epsilon\} = [B]\{d\} \quad (20)$$

No caso particular do elemento tetraédrico, como o campo de deslocamentos tem apenas termos lineares, a matriz $[B]$ é de coeficientes constantes, para propriedades elásticas e a variação da temperatura uniforme no elemento. Assim, a matrizes globais são (Soriano, 2009):

$$[K^e] = [B]^T[D][B]V \quad \text{ou} \quad [K^e] = \int_{\Omega} [B]^T[D][B]d\Omega$$

$$\{F\} = \int_{\Omega} [N^T] \begin{Bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{Bmatrix} d\Omega \quad (21)$$

$$\{\phi\} = \int_{\Omega} [N^T] \begin{Bmatrix} \bar{\phi}_x \\ \bar{\phi}_y \\ \bar{\phi}_z \end{Bmatrix} d\Omega$$

Em que V é o volume do tetraédrico e considera a matriz $[K^e]$ como sendo a matriz de rigidez do elemento correspondente ao vetor próprio dos modos de deslocamento. Além disso, as outras equações integrais são apresentadas no domínio Ω para a matriz $[K^e]$, o vetor de força $\{F\}$ e o vetor de tração da superfície $\{\phi\}$ segundo as condições de contorno. Isto mostra quais os comportamentos de corpo rígido e dos adicionais de deformação que estão presentes no deslocamento do elemento. Assim que cada elemento se aproxima de um tamanho reduzido (discretização mais refinada), a deformação em cada elemento aproxima-se de um valor constante e qualquer variação complexa da deformação no interior do corpo pode ser aproximada. (Soriano, 2009)

Na simulação da deformação deste trabalho inicialmente localiza-se a lesão, em seguida, a compressão é aplicada sobre a superfície da mama num plano que a inclua.

6. Programas

6.1 FreeFEM++ e ParaView

O software FreeFem++ é um programa utilizado na solução de equações diferenciais parciais usando o método dos elementos finitos. É um software desenvolvido e mantido pela Université Pierre et Marie Curie e Laboratoire Jacques-Louis Lions. A primeira versão foi criada em 1987 e chamava-se MacFem utilizada apenas no Macintosh. Mais tarde, foi desenvolvido e sofreu várias alterações, com objetivo de chegar as mais pessoas, o que originou o nome atual FreeFem ++. (Hecht, 2012)

O ParaView é um programa que permite a visualização e análise de dados. Foi projetado em 2000 e lançado em 2002. O Paraview é conhecido e usado, por muitas pessoas de diferentes zonas do globo, para análise e visualização conjuntos de dados científicos. A exploração destes dados pode ser feita interactivamente em 3D, como aconteceu neste trabalho. (ParaView, 2020)

6.2 Python

O *Python* é uma linguagem de programação de alto nível, utilizada para várias tarefas de programação, como computação numérica, desenvolvimento de páginas web, programação de rede, entre outras. Uma das características principais é permitir a fácil leitura do código e exigir poucas linhas de código para um programa comparado com outras linguagens. É por

6.2.1 Bibliotecas do Python

Para a segunda parte deste trabalho e para potencializar a linguagem *Python*, são usadas algumas bibliotecas, ou seja, pacotes de funções que são usadas para a realização deste trabalho (Barelli, 2018):

- **OpenCV** é uma biblioteca multiplataforma, pensada para o uso a nível de processamento de imagens, visão computacional, estrutura de dados e álgebra linear. Esta biblioteca é da mais difíceis de aprender mas a que tem mais funções que permitem manipular e processar imagens de forma simples (Barelli, 2018).

- **Numpy** é uma biblioteca muito conhecida de processamento de *array* do *Python*, permite trabalhar e manipular vetores e matrizes. Este pacote fornece ferramentas úteis para integração a linguagens de programação como C e C++. (Barelli, 2018)
- **Matplotlib** é uma biblioteca muito útil e de alto nível para a criação de gráficos e manipulação de diferentes características das imagens (Barelli, 2018).

7. Metodologia

Para a realização deste trabalho foram utilizados, os programas já descritos anteriormente, que ajudaram a encontrar o modelo que se iria utilizar para encontrar e estimar a zona negativa envolvente da lesão.

A metodologia adotada, de forma resumida, foi a seguinte:

1. Estudo da deformação da mama e avaliação do campo de deformações usando o FreeFEM++
2. Elaboração do modelo 3D, aplicando a correção dada pelo campo de deslocamentos à segmentação das imagens mamográficas, usando Python e OpenCV.
3. Localização da lesão e da sua projeção no modelo 3D.

Antes de descrever todo o processo deve referir-se que, inicialmente ia ser usado um modelo de contacto hiperelástico, mas ao longo do estudo foi feita uma simplificação para modelo elástico.

Esta simplificação foi feita por se assumir que pequenas deformações, com o modelo referido anteriormente, podem produzir a deformação pretendida na mama. (Ruggiero & al, 2014)

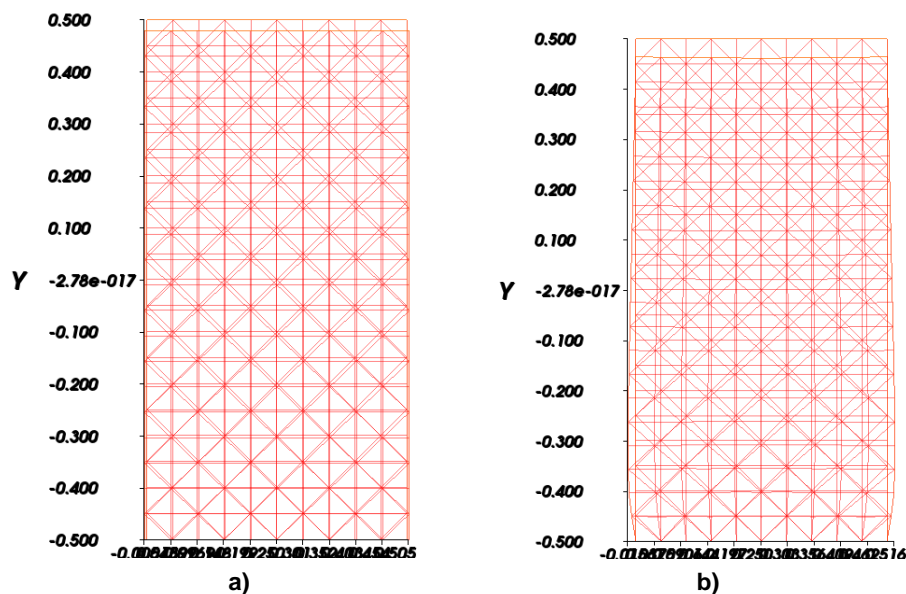


Figura 11 – Simulação de comparação dos modelos a) Hiperelástico e b) Elástico

A figura 11 ilustra a diferença de deformação obtida com o modelo elástico e hiperelástico Neo-Hookeano usando o mesmo material. Assim, atendendo à complexidade de implementação do modelo hiperelástico, optou-se por aplicar o modelo elástico para conhecer as deformações da mama na realização das múltiplas mamografias.

7.1 Análise de imagens

Como referido anteriormente, será utilizada a linguagem de programação *Python*, para a análise das imagens e posterior reconstrução 3D, que se apresenta completo no capítulo 11 (Anexos).

Com recurso a instruções OpenCV procede-se à segmentação das imagens com vista à obtenção da projeção do perfil mamário segundo os dois planos considerados para a mamografia.

7.1.1 Primeira parte

O primeiro passo passou por usar uma esfera como referência para compreender o efeito do modelo usado e compreender como se poderia usar de forma a aproximar o modelo com o da mama. Após este passo, criou-se o protótipo a ser utilizado, ilustrado na figura 12:

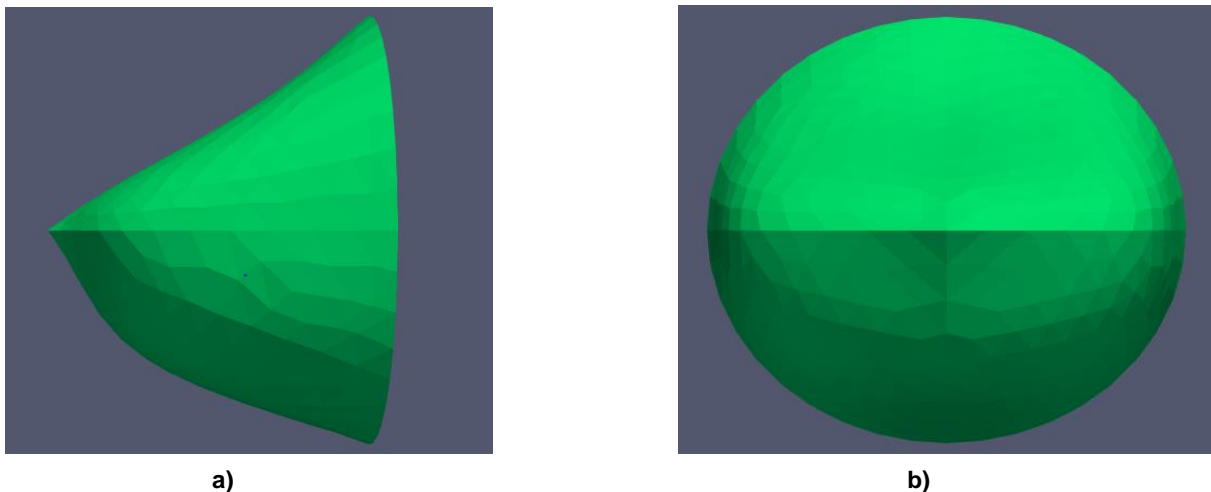


Figura 12 - Modelo criado para estudar a lesão e que simula a mama (a) e b) vista lateral e frontal, respectivamente).

Posteriormente inseriu-se uma zona de lesão como mostra a imagem da figura 13.

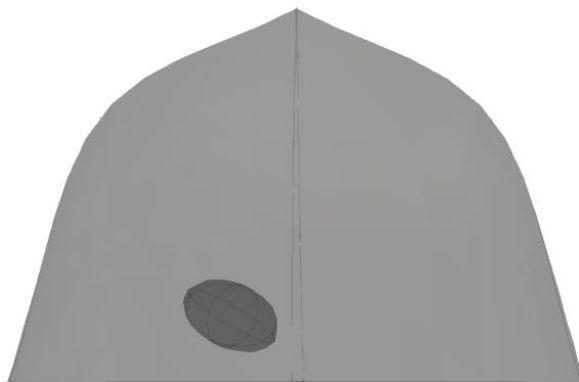
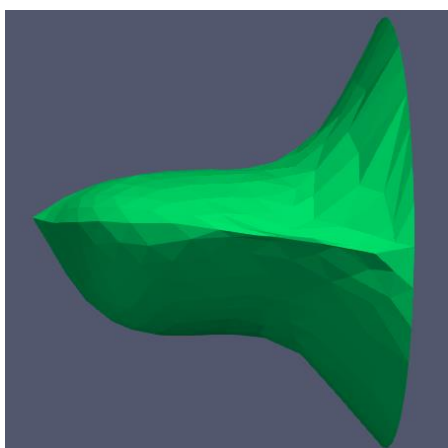


Figura 13 - Modelo com a zona da lesão no seu interior.

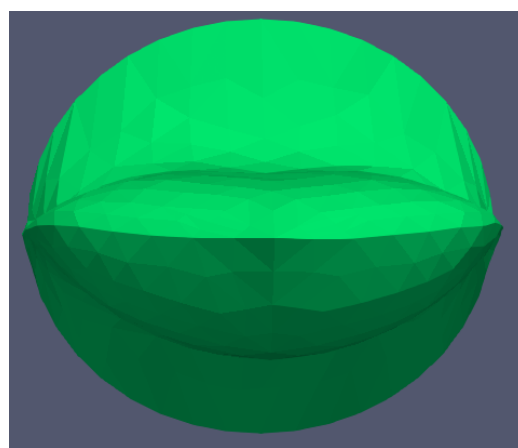
Seguidamente, localiza-se a zona da lesão na imagem mamográfica, geralmente é onde está localizado o arpão, e retira-se os dados da imagem.

Posteriormente, faz-se a compressão no modelo existente segundo dois planos diferentes, compara-se com as imagens originais e com a compressão feita pela mamografia. Não é contabilizado o atrito entre as pás e mama. Retifica-se a região da lesão e repete-se os passos até se considerar que está o mais aproximado possível.

Posto isto, estuda-se o comportamento da lesão e a sua deformação nos dois planos mais usados na mamografia, o plano CC e plano MLO. Resultou as imagens seguintes, ilustradas na figura 14 e 15:



a)



b)

Figura 14 – Comportamento da mama após a compressão no plano CC ((a) e b) vista lateral e frontal, respectivamente).



Figura 15 – Comportamento da mama após a compressão no plano MLO vista lateral.

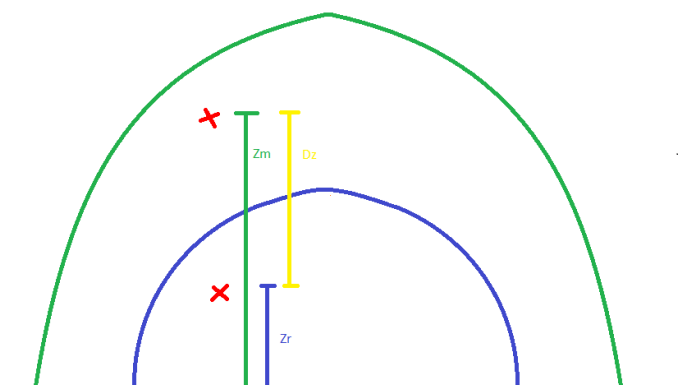
A deformação aplicada anteriormente, foi obtida, recorrendo ao programa freeFEM++. Inicialmente, faz-se a programação que irá permitir fazer esta deformação. Para a obtenção do plano CC insere-se as seguintes funções:

```
func ff1 = -1*cte1*( x>px1 )*(z>pz2 && z<pz1)*(y<py1)*(py1-y)*(py1-y);
func ff2 = cte2*( x<px2 )*(z>pz2 && z<pz1)*(y>.1 && y<py3)*(py2-y)*(py2+y)*(py2-y)*(py2+y);
```

Para o plano MLO é inserida as seguintes funções:

```
func ff1 = -1*cte1*(z<-.2)*(y<py1)*(py1-y);
func ff2 = cte2*(x<px2)*(z>0)*(y>.3 && y<py3)*(py2-y);
```

Estudou-se, posteriormente, o comportamento do nódulo quando exposto à compressão. Foram usadas 3 forças diferentes, para este efeito, em cada um dos planos supra referidos.



a)

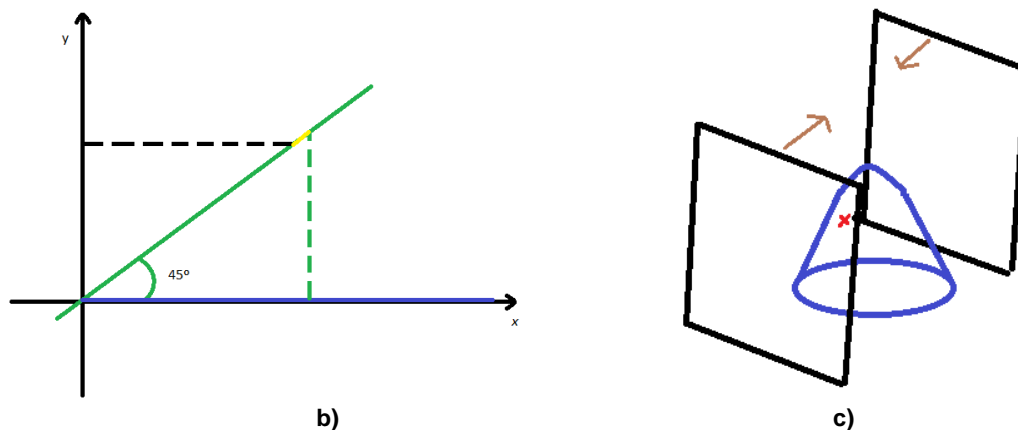


Figura 16 – Esquemas explicativos do cálculo do deslocamento da lesão após compressão nos dois planos.

Os esquemas acima ilustrados, figura 16, explicam o objetivo deste passo. A cruz que se encontra a vermelho é a zona da lesão, a linha azul compreende a mama “normal” e a linha a verde representa a mama após compressão. Assim, Z_r é a medida real, ou seja, a distância a que se encontra o nódulo do ponto 0, Z_m é a medida na mamografia, isto é, distância que se encontra o mesmo nódulo após a compressão e D_z é o comprimento do deslocamento do nódulo sem compressão ao nódulo comprimido.

Na prática, e usando o programa freeFem++, para aplicar as forças de compressão em qualquer dos planos modificou-se o parâmetro “cte1” e “cte2” do código, como exemplificado em baixo:

```
cte1=7.e+4,
cte2=7.e+4,
pz=0.2, py=r*1.25, px1=.1, px2=-.1, pz1=2, pz2=-10,
py1=1.2,py2=1,py3=1.2;
```

Como referido anteriormente, foram usadas 3 intensidades de força diferentes na compressão, tanto plano CC como plano MLO, de forma a compreender se haveria alguma relação linear entre a força e o deslocamento da lesão, nos dois planos.

De seguida, recorreu-se ao *Para View* (figura 17) e calculou-se os deslocamentos usando as diferentes intensidades. O *Para View* permite calcular automaticamente o valor do deslocamento e por isso, recorreu-se a este benefício. A execução deste passo tem várias etapas:

1. Escolhe-se sete pontos da zona da lesão, que serão os mesmos nos dois planos;
2. Executa-se a deformação;

3. Retira-se o valor do deslocamento de cada ponto, recorrendo à coordenada y no plano MLO e x, z no plano CC ;
4. Calcula-se a média de deslocamento dos pontos, por cada valor de força aplicada;
5. Compara-se os resultados obtidos;

Após estas etapas obteve-se os valores seguintes do deslocamento, por cada coordenada e por cada força aplicada, da zona da lesão:

	x	y	z
Força 1	0,080562857	0,052171	0,0178857
Força 2	0,121524286	0,059629	0,0204714
Força 3	0,155314286	0,067071	0,0230143

Tabela 1 - Resultados obtidos do estudo com *Para view*

Dos resultados da tabela anterior, apurou-se que o deslocamento era diretamente proporcional à força exercida, ou seja, quanto maior o a força maior o deslocamento. Assim, e sendo o resultado esperado, passou-se a fase seguinte e que nos leva ao resultado final.

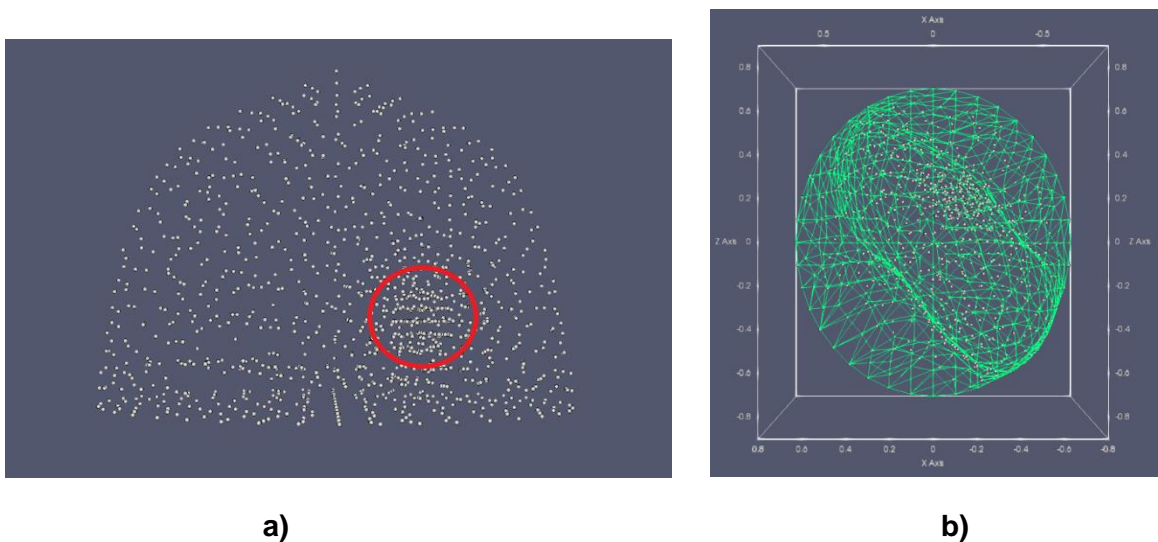


Figura 17 – Exemplo da estrutura interior usada para estudo com a zona da lesão evidenciada a vermelho na a).

7.1.2 Segunda Parte:

No programa *python*, inicialmente faz-se a segmentação das imagens para cada par (são quatro casos). Para a execução deste passo será indicado o nome do ficheiro a ser estudado (uma imagem por cada par), e dá -se a ordem para fazer a leitura do ficheiro.

Seguidamente, para cada par de imagens, testa-se o limite adequado a cada uma e que permitira fazer o estudo (a imagem apresentada deve ser uma linha continua e “limpa”)

```
src = cv.imread('im11.png', 1)
limite = 133
maxval = 200
```

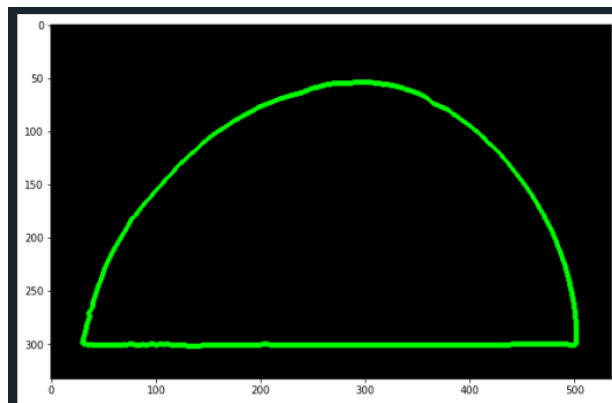


Figura 18 - Imagem com o limite esperado

Assim, depois de feito este passo, insere -se no campo “files” o par de imagens pela ordem apresentada e dá se ordem para o haver a leitura dos ficheiros.

```
files = ['im2.png', 'im1.png']
limite = 133
rf= 5
maxval = 255
```

Posteriormente, faremos as marcações na imagem para obter os resultados:

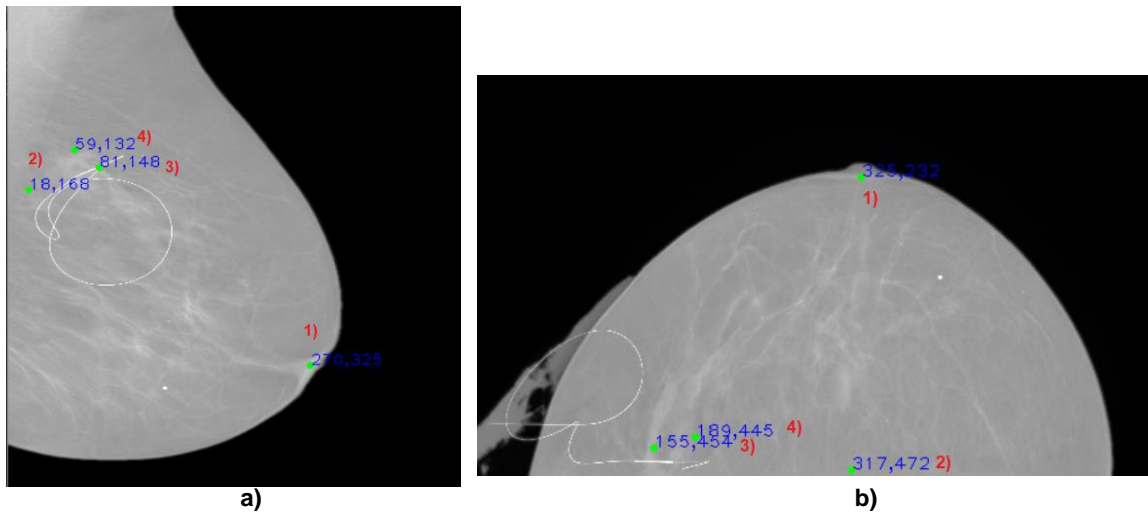


Figura 19 – Marcação de pontos essenciais no par de imagens, exemplo

Na fase de marcações, existem quatro pontos essenciais para cada imagem tanto no posicionamento CC como MLO, o ponto 1) é marcado na zona do mamilo, o ponto 2) juntamente com o primeiro formam o eixo do mamilo, o ponto 3) é a o centro da lesão ou nódulo e o ponto 4) é o raio da lesão. Os pontos encontram-se seleccionados na figura 19 a verde.

Após finalizar as marcações obtemos os resultados por meio de um gráfico com o posicionamento do nódulo.

Por fim, calculamos o diâmetro da lesão e apuramos o quadrante em que se insere a lesão.

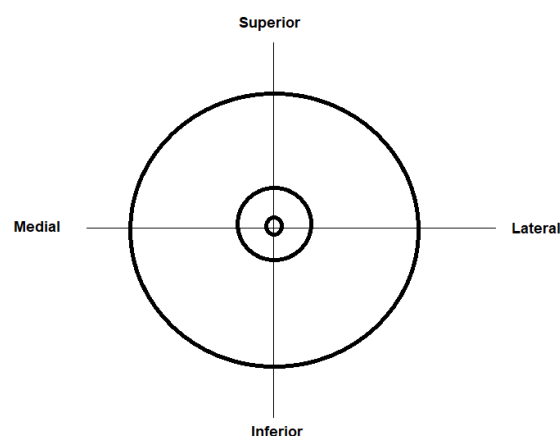


Figura 20 – Quadrantes

8. Resultados

Este trabalho compreendeu fundamentalmente três etapas: em primeiro, a obtenção 3D da imagem da mama, posteriormente o estudo do comportamento da lesão e da compressão. Por fim, foi efetuado o estudo das imagens para obtenção da localização da lesão. Para esta simulação, foram objeto de estudo 4 pares de imagens de exames mamográficos.

8.1 Caso 1

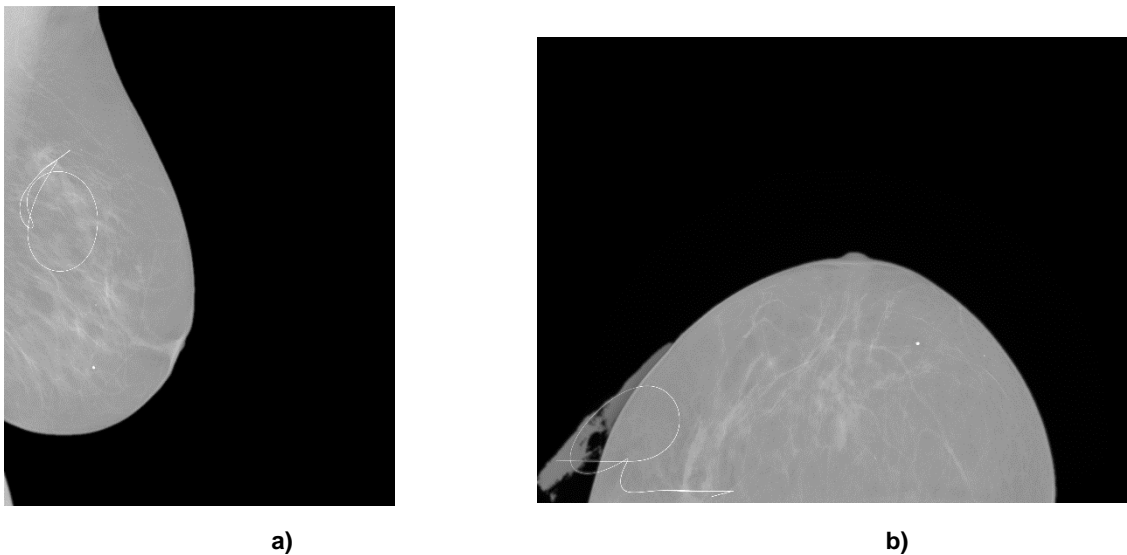


Figura 21 – Imagens do caso 1 a) im1 e b) im2

Na primeira imagem estudada, foi usado:

- limite = 133
- rf= 5
- Dimensão imagem: 3062 x 2394

Resultado:

- Dimensão lesão: 89.4427 píxeis

Relativamente a este caso é possível concluir, considerando a mama esquerda e através do gráfico obtido que a lesão se encontra no quadrante superior lateral.

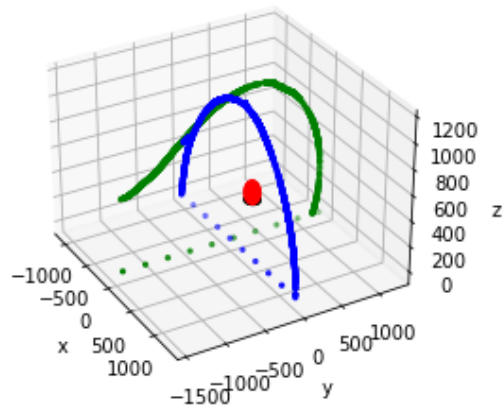
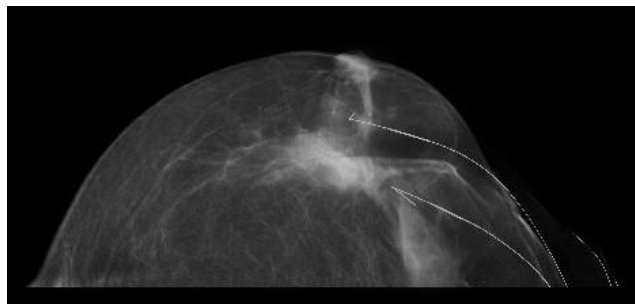


Figura 22 - Resultados Caso 1

8.2 Caso 2



a)



b)

Figura 23 – Imagens do caso 2 a) im101 e b) im102

No segundo par de imagens estudado, foi usado:

- limite = 20
- rf= 0,9
- Dimensão imagem: 398 x 267

Resultado:

- Dimensão lesão: 47.2478 píxeis

Relativamente a este caso é possível concluir, considerando a mama esquerda e com uma formação irregular, através do gráfico obtido que a lesão se encontra no quadrante superior numa posição central.

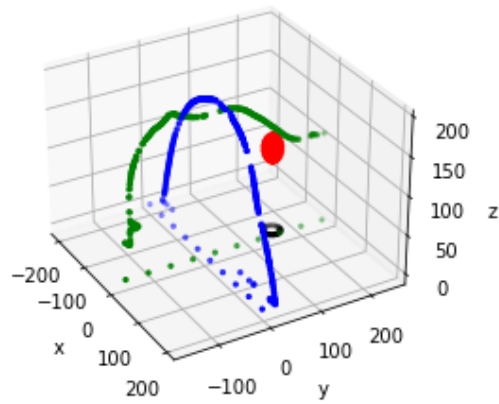
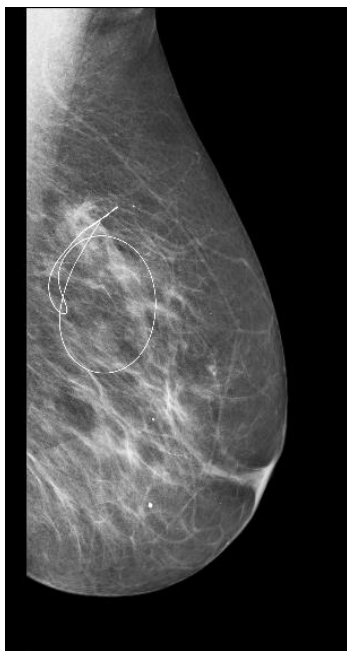
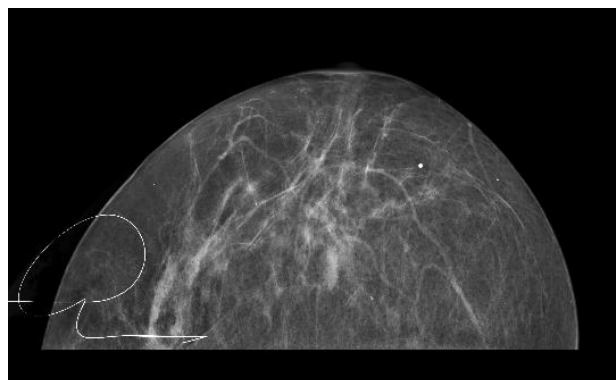


Figura 24 - Resultados Caso 2

8.3 Caso 3



a)



b)

Figura 25 – Imagens do caso 3 a) im11 e b) im12

No terceiro par de imagens estudado, foi usado:

- limite = 28
- rf= 0,5

- Dimensão imagem: 572 x 305

Resultado:

- Dimensão lesão: 29.4109 píxeis

Analisando o gráfico do resultado do estudo do caso 3, considerando a mama esquerda, pode-se concluir que a lesão se encontra no quadrante superior lateral.

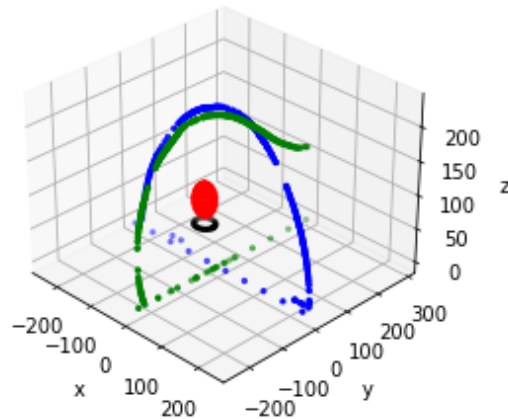
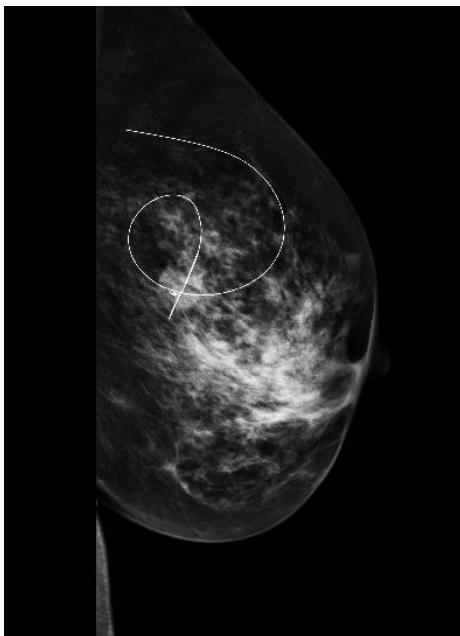
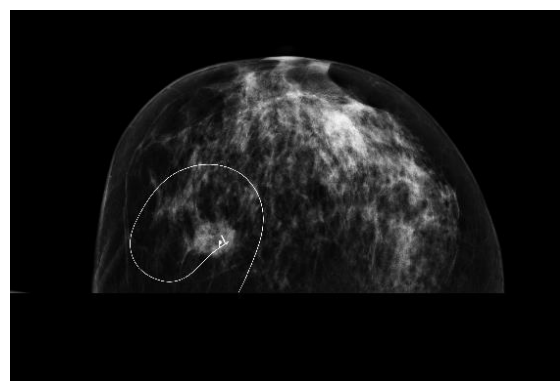


Figura 26 - Resultados Caso 3

8.4 Caso 4



a)



b)

Figura 27 – Imagens do caso 4 a) im21 e b) im22

No quarto par de imagens estudado, foi usado:

- limite = 5
- $rf = 0,5$
- Dimensão imagem: 544 x 395

Resultado:

- Dimensão lesão: 31.2421 píxeis

Analisando o gráfico caso 4, considerando a mama esquerda, pode-se concluir que a lesão estudada se encontra no quadrante superior lateral.

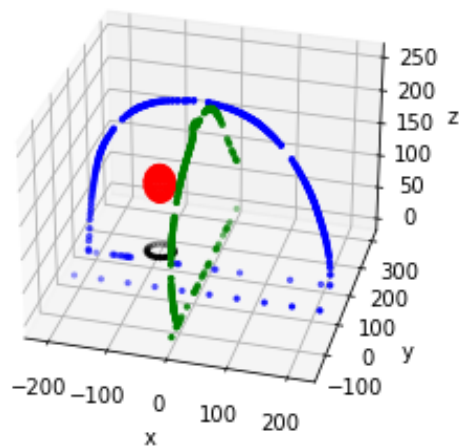


Figura 28 - Resultados Caso 4

9. Discussão

O carcinoma da mama é uma das patologias com maior incidência na nossa sociedade, muitas das pessoas que conhecemos ou passou por esta patologia ou conhece alguém que já passou. Afecta homens, mas sobretudo as mulheres. Nos últimos anos, tem havido esforço para consciencializar cada vez mais a população para a doença, também numa tentativa de minimizar os casos e permitir um tratamento numa fase precoce.

Atualmente, existe vários tipos de abordagem cirúrgica para o tratamento, um deles foi o tema deste trabalho. A técnica do arpão é usada para ajudar a localizar o carcinoma, com vista a que a cirurgia seja mais precisa e retirado apenas o estritamente necessário da zona da lesão, sobretudo porque é uma zona muito sensível em termos psicológicos para os pacientes.

Neste sentido, surgiu o tema deste trabalho, porque relacionado com a situação descrita anteriormente, uma das dificuldades associadas à remoção cirúrgica é a precisão, ou seja, calcular, o tamanho e a localização exata ou mais realista possível da lesão. O facto da glândula mamaria ser relativamente complexa, devido à densidade do tecido e elementos que a compõe, torna mais difícil esta tarefa. Assim, a existência de uma simulação 3D, em que se pudesse, a partir de imagens mamográficas, obter essa informação, seria um ótimo complemento à técnica do arpão permitindo melhores resultados estéticos.

A resolução deste problema irá facilitar erros e diminuir a quantidade necessária de tecido a retirar por parte dos cirurgiões na altura da cirurgia. Tendo em conta a raiz do problema, este cálculo é feito com base em fórmulas matemáticas e elásticas dos tecidos e análise de imagens de mamografias dos utentes. Imagens, essas, que tentamos reproduzir nos programas informáticos, criando um modelo 3D em que é possível visualizar e perceber o comportamento do tecido conjuntamente com a lesão.

Assim, ao longo da realização deste trabalho foi possível elaborar e realizar este objetivo. Foram fornecidas imagens de pacientes anónimos, por onde se iniciou a fase da simulação. As imagens, contudo, não traziam muita informação, por isso, houve uma pesquisa sobre o comportamento elástico e hiperplástico da mama, recorrendo a alguns estudos sobre o tema. Iniciando com uma esfera, através do estudo de funções trigonométricas e através de várias tentativas-erro, manipulando a força, conhecendo o tipo de plano e compressão feita pelas

pás na mamografia foi se dando forma aquilo que se obteve na primeira fase do trabalho. A simulação aproximada da mama e a inserção da lesão no interior da mama.

Numa segunda fase, fez-se o estudo do comportamento elástico do tecido mamário e comportamento da lesão, aqui houve uma alteração a ideia inicial era fazê-lo através do estudo do comportamento hiperelástico, mas por uma razão de simplicidade optou-se por recorrer ao comportamento elástico, e conclui-se que não tem expressão significativa de alterações. Assim, recorrendo a alguns pontos da lesão calculou-se o valor do deslocamento usando o programa *Para View*, com os mesmos pontos calculou-se as coordenadas antes e depois da compressão nos dois planos, usando diferentes forças, e obteve-se assim o valor do deslocamento em todas as situações. Com este resultado, concluiu-se que o ao ser aplicada mais força a compressão é maior e o deslocamento, também, sendo sempre o deslocamento no mesmo sentido e no sentido esperado.

Numa última fase usou-se então o *Python*, em que se fez a simulação com base nos dados anteriores, e se obteve o tamanho e a localização da lesão. Analisando os gráficos obtidos dos quatro estudos realizados, conclui-se que os resultados são muito semelhantes aos esperados, conseguindo-se através da localização da lesão calcular o quadrante em que está e a sua dimensão. Comparando os resultados com as imagens reais da mamografia os resultados mostram-se bastante fiáveis.

Houve algumas limitações a nível deste estudo, algumas por questões de tempo, outras que foram aparecendo. Algumas prende-se com alguma falta de dados, a história por trás das imagens e a resolução das mesmas, isto dificultou alguns passos. As dificuldades a nível de obtenção da simulação inicial levou a uma simplificação dos métodos aplicados e a seguir algumas alternativas diferentes, mas no fim pode-se concluir que os objetivos foram realizados e os resultados os esperados.

10. Conclusão

O número crescente de casos de carcinoma da mama nas sociedades atuais e o estudo de opções que melhorem o tratamento são muito importantes já que se trata de um problema de saúde pública. Não só é importante, para as doentes, como também é importante para que profissionais da saúde realizem o seu trabalho com mais facilidade e sucesso. Atualmente, com avanço da nova tecnologia, é um desperdício não a aproveitar para melhorar e aperfeiçoar técnicas anteriores, conferindo mais segurança e facilidade para todos.

O trabalho realizado é uma boa alternativa para facilitar e ajudar na localização e tamanho da lesão de forma a facilitar o trabalho na cirurgia e limitar erros. Houve algumas limitações, além das já referidas, como os dados por exemplo, seria bom testar em mais casos e em casos de geometria mamaria diferentes e incomuns, ou mesmo, densidades diferentes.

O foco principal deste trabalho foi a elaboração um modelo 3D da mama e estimativa das margens livres, por simulação do comportamento elástico, usando um método de elementos finitos. No final obter uma simulação e localização e tamanho da lesão. Resumindo, estes objetivos foram realizados e com bons resultados. Assim, pode-se concluir que este estudo é um bom contributo para a tomada de decisão no tipo de procedimento cirúrgico, melhorar os resultados e evitar re-intervenções

10.1 Perspetivas Futuras

O tema que esta dissertação tratou, é um tema que permite explorar mais e analisar seguindo outras abordagens e linhas de pensamento, existe ainda muitas questões para as quais não existem resposta e são necessárias mais pesquisas. Neste contexto, uma das hipóteses é o uso de um grupo de amostras maior, com morfologias ou geometrias mamárias diferentes.

11. Bibliografia

- Agache, P. G. (1980). Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Archives of Dermatological Research*, 269, 3, 221–232.
- Ankrett, V. O. (1992). *Enciclopédia de Medicina* (1 ed.). Lisboa: Selecções do Reader'sDigest.
- Armitage, M., & Blamey, R. e. (2005). *Health Outcome Indicators: Breast Cancer*. National Centre for Health Outcomes Development, Oxford.
- Azar, F. S., Metaxas, D. N., & Schnall, M. D. (2001). A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformations under external perturbations. *Academic Radiology*, 8:10, 965–975.
- Barelli, F. (2018). *Introdução À Visão Computacional - Uma abordagem prática com Python e OpenCV*. Casa do Código.
- Breast Cancer Facts & Figures. (2007). *American Cancer Society* . Obtido de American Cancer Society.
- Bryson, D., & al, e. (2017). Breast cancer vaccines delivered by dendritic cell-targeted lentivectors induce potent antitumor immune responses and protect mice from mammary tumor growth. *Vaccine*.
- Callister, W. (2012). *Ciência e Engenharia de Materiais – Uma Introdução*. Rio de Janeiro: LTC.
- Campos, S., Moraes, R., & Machado, L. (2006). Adjusting Deformation Methods for Virtual Reality Systems. *World Congress on Computer Science* .
- Chalasan, P. (2014). Breast Cancer. *Medscape*.
- Charlton, C. (2013). *Breast Cancer Help Guide*. Texas: Smashwords.
- Cheriyedath, S. (2019). *Microcalcifications in Breast Cancer*. Obtido em 2019, de News Medical Life Siences.
- Chityala, R., & Pudipeddi, S. (2020). *Image Processing and Acquisition using Python*. Florida: CRC Press - Taylor & Francis Group, LLC.
- Choi, K.-S., & al, e. (2004). Deformable simulation using force propagation model with finite element optimization. *Computers & Graphics*.
- Cook, R. (1994). *Finite Element Modeling for Stress Analysis*. Nova York: John Wiley & Sons, inc.
- Cruz, F. (2015). *Python: Escreva seus primeiros programas*. São Paulo: Casa do Código.
- CUF. (2017). *Cancro da mama*. Obtido em 2019, de CUF Instituto de Oncologia: <https://www.saudecuf.pt>
- Cunha, S., & al, e. (2013). Therapy, Progesterone receptor targeting with radiolabelled steroids: An approach in predicting breast cancer response to. *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*, 137;223-41.
- Early History of Cancer*. (24 de Janeiro de 2014). Obtido de The American Cancer Society.
- García, E. (2020). Evaluation of elastic parameters for breast compression using a MRI-mammography registration approach. *Fifteenth International Workshop on Breast Imaging*.

- Gibson, S., & Mirtich, B. (1997). A Survey of Deformable Modeling in Computer Graphics. *Mitsubishi Electric Research Laboratories*.
- Hajdu, S. I. (10 de 10 de 2010). A Note From History: Landmarks in History of Cancer, Part 1. *Cancer*, 117(5), pp. 1097-1102. doi:<https://doi.org/10.1002/cncr.25553>
- Halic, T., & al, e. (2009). Soft Tissue Deformation and Optimized Data Structures for Mass Spring Methods. *Ninth IEEE International Conference on Bioinformatics and BioEngineering*.
- Han, L., & al, e. (2016). A review of biomechanically informed breast. *Physics in Medicine & Biology*.
- Hecht, F. (2012). New development in FreeFem++. (D. Gruyter, Ed.) *Journal of numerical mathematics*.
- Hipwell, J., & al, e. (2012). Development of patient-specific biomechanical models for predicting large breast deformation. *Physics in Medicine & Biology*.
- Hoffmann, F. (2019). *Breast cancer*. Obtido de Roche.
- Houssami, N., & Miglioretti, D. (2016). *Breast Cancer Screening: Making Sense of Complex and Evolving Evidence*. Massachusetts: Academic Press.
- Jacob, S. W., Francone, C. A., & Lossow, W. J. (1990). *Anatomia e Fisiologia Humana* (5 ed.). Lisboa: Nova Guanabara.
- Janet R. Osuch, K. S. (2012). A Historical Perspective on Breast Cancer Activism in the United States: From Education and Support to Partnership in Scientific Research. *Journal of Women's Health*, 355–362.
- Kedrowski, K., & Sarow, M. (2007). *Cancer Activism: Gender, Media, and Public Policy*. Champaign: University of Illinois Press .
- Kwon, Y., & Bang, H. (2000). *The Finite Element Method Using MATLAB*. Boca Raton: CRC Press.
- Lapuebla-Ferri, A., & al, e. (2017). Towards an in-plane methodology to track breast lesions using mammograms and patient-specific finite-element simulations. *Physics in Medicine & Biology*.
- LeBooks. (2014). *Câncer de mama e de útero: Prevenção e Cura*. São Paulo: Blue Editora e Livraria Ltda.
- Liga Portuguesa Contra o Cancro. (2015). *Cancro da Mama*. Obtido em 2019, de Liga Portuguesa Contra o Cancro: <https://www.ligacontracancro.pt>
- Link, J. M. (2012). *The Breast Cancer Survival Manual, Fifth Edition: A Step-by-Step Guide for Women with Newly Diagnosed Breast Cancer*. Nova York: Henry Holt and Co.
- Liu, Y.-L., & al, e. (2017). Simulation of breast compression in mammography using finite element analysis: A preliminary study. *Radiation Physics and Chemistry*.
- Machado, L., & Campos, S. (2008). Métodos de Deformação em Sistemas Interativos. *Universidade Federal da Paraíba*.
- Mandal, A. (26 de Fevereiro de 2019). *History of Breast Cancer*. Obtido de News-Medical Life Sciences.
- Maximilian, E., & al, e. (2014). Comparison of different material models to simulate 3-d breast deformations using finite element analysis. *Ann Biomed Eng*.
- Melo, J. (2012). Arquitetura Orientada a Serviços Para Integração de Tecnologias Aplicadas a um Atlas Tridimensional Interativo da Anatomia Mamária. *Universidade de Brasília*.

- Ministério da Saúde. (2002). *Falando sobre câncer de mama*. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde Instituto Nacional de Câncer.
- Molinari, E., & al, e. (2005). Simulation of the biomechanical behavior of the skin in virtual surgical applications by finite element method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- Moore, P., & Molloy, d. (2007). A Survey of Computer-Based Deformable Models. *International Machine Vision and Image Processing Conference*.
- Nazri, A., & al, e. (2020). Assessment of stress and strain on women's breast tissue caused by single round malignant tumor. *AIP Conference Proceedings 2203*.
- Oliveira, A., & al, e. (2013). Simulation of soft tissue deformation: A new approach. *Based Medical Systems*.
- Oliveira, C., & al, e. (7 de 11 de 2012). Recomendações Nacionais para Diagnóstico e Tratamento do Cancro da Mama. pp. 1-118.
- Oliveira, M., & al, e. (2013). Steroid Receptor Ligands for Breast Cancer Targeting: An Insight into Their Potential. *Current Medicinal Chemistry*.
- ParaView*. (2020). Obtido de Kitware: <https://www.paraview.org/>
- Portal da Educacao. (2019). *Fisiologia da glândula mamaria*. Obtido em 2019, de Portal da Educacao.
- Portal da Educacao. (2020). *Características e qualidade da imagem radiográfica*. Obtido de Portal da Educacao.
- Rajagopal, V., Nielsen, P., & Nash, M. (2010). Modeling breast biomechanics for multi-modal image analysis--successes and challenges. *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med*.
- Ramião, N., & al, e. (2016). Biomechanical properties of breast tissue, a state-of-the-art review. *Biomech Model Mechanobiol*.
- Rayter, Z., & Mansi, J. (2003). *Medical Therapy of Breast Cancer*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Rinella, D. (Dezembro de 2005). Seminars in Breast Disease. *Mammography Positioning: The CC and MLO*, pp. 206-210.
- Robb, R. (2008). Medical imaging and virtual reality: a personal perspective. *Virtual Reality*.
- Ruggiero, L., & al, e. (2014). The effect of material modeling on finite element analysis of human breast biomechanics. *J Appl Biomater Funct Mater*.
- Samani, A., & Plewes, D. (2004). A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue samples. *Physics in Medicine and Biology*.
- Samani, A., & Plewes, D. (7 de Março de 2007). An inverse problem solution for measuring the elastic modulus of intact ex vivo breast tissue tumours. *Physics in Medicine & Biology*.
- Samani, A., Zubovits, J., & Plewes, D. (2007). Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples. *Physics in Medicine and Biology*.
- Seabra, Z. T. (2013). Imagiologia no Carcinoma da Mama. *Revista Portuguesa de Cirúrgia*, 27, 59-70.

- Seeley, R., Tate, P., & Stephens, T. (2005). *Anatomia & Fisiologia* (6 ed.). Lusodidacta.
- Shung, K., Smith, M., & Tsui, B. M. (2012). *Principles of Medical Imaging*. Massachusetts: Academic Press.
- Silva, T. (2019). *Python De A A Z : Guia de Primeiros Passos com a Linguagem*. São Paulo: Clube de Autores.
- Smith, W. (1996). *Principles of Materials Science and Engineering*. Nova York: McGraw-Hill.
- Soriano, H. (2009). *Elementos Finitos - Formulação e Aplicação na Estática e Dinâmica das Estruturas*. Rio de Janeiro: Editora Ciência Moderna Ltda.
- Stomper, P. C. (1992). Ductal Breast : In Situ of the Correlation Between. *American Journal of Roentgenology*, 159:3, 483–485.
- Taghian, A. G., & Halyard, M. Y. (2012). *Breast Cancer*. Nova York: Demos Medical Publishing LLC.
- Tan, A. R. (2010). *Breast Cancer*. Nova York: Demos Medical Publishing LLC.
- Tanner C, S. J. (2006). Factors influencing the accuracy of biomechanical breast models. *Medical Physics*.
- The Creators of the Pink Ribbon*. (2020). Obtido de Estée Lauder : <https://www.esteelauder.com/>
- Tkaczuk, K. H., Kesmodel, S. B., & Feigenberg, S. J. (2017). *Handbook of Breast Cancer and Related Breast Disease*. Nova York: Springer Publishing Company.
- Videtic, G. M., Vassil, A. D., & Woody, N. M. (2020). *Handbook of Treatment Planning in Radiation Oncology*. Nova York: Springer Publishing Company.
- Vieira, D. S. (2008). Carcinoma de mama: novos conceitos na classificação. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, 30; 1, 42–47.
- Waadea, G. G., Sanderuda, A., & Hofvind, S. (2016). Compression force and radiation dose in the Norwegian Breast Cancer Screening Program. *European Journal of Radiology*.

12. Anexos

Anexo I - Códigos Usados

```
import numpy as np
import cv2 as cv
from matplotlib import pyplot as plt
#import matplotlib.pyplot as plt

src = cv.imread('im1.png', 1) # read input image

limite = 133
maxval = 255

gray = cv.cvtColor(src, cv.COLOR_BGR2GRAY) # convert to grayscale
blur = cv.blur(gray, (4,4)) # blur the image

ret, thresh = cv.threshold(blur, limite, maxval, cv.THRESH_BINARY)

contours, hierarchy = cv.findContours(thresh, cv.RETR_TREE, cv.CHAIN_APPROX_SIMPLE)
mh=1; ih=1
for i in range(len(contours)):
    hull = cv.convexHull(contours[i])
    if len(hull) > mh:
        mh = len(hull); ih=i;

drawing = np.zeros((thresh.shape[0], thresh.shape[1], 3), np.uint8)
cnt = np.asarray(contours[ih])
peri = cv.arcLength(cnt, True)
approx = cv.approxPolyDP(cnt, 0.0015 * peri, True)
cv.drawContours(drawing, [cnt], 0, (0,255,0), 3)

plt.figure(1,figsize=(10,10))
plt.imshow(drawing)
plt.show()
import cv2
import numpy as np
from mpl_toolkits import mplot3d
import matplotlib.pyplot as plt

##
# IMG 1
# 1º ponto mamilo
# 2º ponto juntamente com o 1º determina o eixo do mamilo
#
# se houver lesão: 3º centro 4º raio
#
# se houver rotação esta e determinada por 5º, 6º e 7º pontos
#
# IMG 2
# 8º outro mamilo
# 9º ponto juntamente com o 8º determina o eixo do mamilo
# #
# se houver lesão: 9º centro 10º raio
#
# se houver rotação esta e determinada por 11º, 12º e 13º pontos
#
##

def dist(a1,a2,b1,b2):
    return np.sqrt((a1-a2)*(a1-a2)+(b1-b2)*(b1-b2))

def angulo(a1,a2,a3,b1,b2,b3,c1,c2,c3):
    u1 = float(a1-a2); u2= float(b1-b2); u3= float(c1-c2);
    v1 = float(a3-a2); v2= float(b3-b2); v3= float(c3-c2);
    n_u = np.sqrt(u1*u1+u2*u2);
    n_v = np.sqrt(v1*v1+v2*v2);

    r = (u1*v1+u2*v2+u3*v3)/(n_u*n_v) ;
    return np.arccos(r)

def lesion_points(cx,cy,cz,r1):

    u, v = np.mgrid[0:2*np.pi:20j, 0:np.pi:10j]
    x = cx + r1*np.cos(u)*np.sin(v)
    y = cy + r1*np.sin(u)*np.sin(v)
```

```

z = cz + r1*np.cos(v)
return x,y,z

def RotM(theta):
# return np.matrix([[ np.cos(theta), 0, np.sin(theta)],
#                   [ 0, 1, 0 ],
#                   [-np.sin(theta), 0, np.cos(theta)]]])
#
return np.matrix([[ 1, 0, 0 ],
                  [ 0, np.cos(theta),-np.sin(theta)],
                  [ 0, np.sin(theta), np.cos(theta)]]])

def rot_points(R, M ):
A0=np.matmul(R,M) ; A=np.asarray(A0)
x=A[0,:]
y=A[1,:]
z=A[2,:]
return x,y,z

def img_arc(src,lim,maxv):
gray = cv2.cvtColor(src, cv2.COLOR_BGR2GRAY)
blur = cv2.blur(gray, (4, 4)) # blur the image
#ret, thresh = cv.threshold(blur, 140, 255, cv.THRESH_BINARY)
ret, thresh = cv2.threshold(blur, lim, maxv, 0)
contours, hierarchy = cv2.findContours(thresh, cv2.RETR_TREE, cv2.CHAIN_APPROX_SIMPLE)

mh=1; ih=1
for i in range(len(contours)):
hull = cv2.convexHull(contours[i])
if len(hull) > mh:
mh = len(hull); ih=i;

# create an empty black image
#drawing = np.zeros((thresh.shape[0], thresh.shape[1], 3), np.uint8)

cnt = np.asarray(contours[ih])

# draw the arc
z = cnt[:,0,0]
y = thresh.shape[1]-cnt[:,0,1]
x = np.zeros(len(z))

return x,y,z

def click_event(event, x, y, flags, param):
if event == cv2.EVENT_LBUTTONDOWN:
xy = "%d,%d" % (x, y)
a.append(x)
b.append(y)
cv2.circle(img, (x, y), 3, (0, 255,0), thickness=-1)
cv2.putText(img, xy, (x, y), cv2.FONT_HERSHEY_PLAIN,
1.0, (255, 0, 0), thickness=1)
cv2.imshow("image", img)
# print(x,y)

# INICIO

files = ['im102.jpg', 'im101.jpg']

limite = 20
rf=1
maxval = 255
drot =0

ang_vis = -30 # angulo de visao

a = []
b = []

img = cv2.imread(files[0])
h,w = img.shape[:2]
h = int(h / rf)
w = int(w / rf)
img = cv2.resize(img, (h,w))

```

```

cv2.namedWindow("image")
cv2.setMouseCallback("image", click_event)
cv2.imshow("image", img)
cv2.waitKey(0)

img = cv2.imread(files[0])
x0,y0,z0 = img_arc(img,limite,maxval)

mz2 = np.min(z0); z0 = z0-mz2

ind = np.argwhere(z0).flatten().tolist()

x2 = x0[ind]
y2 = y0[ind]
z2 = z0[ind]

# rotacao
# IMG 2

#ang_2 =- angulo(a[4],a[5],a[6],b[4],b[5],b[6],0,0,0)

#rot = np.arctan(1)
#print(rot)

#x2,y2,z2 = rot_points(RotM(ang_2), [x2,y2,z2] )

npi = len(a)

img = cv2.imread(files[1])
img = cv2.resize(img,(h,w))

cv2.namedWindow("image")
cv2.setMouseCallback("image", click_event)
cv2.imshow("image", img)
cv2.waitKey(0)

img = cv2.imread(files[1])
y0,z0,x0 = img_arc(img,limite,maxval)
mz1 = np.min(z0); z0 = z0-mz1

ind = np.argwhere(z0).flatten().tolist()

x1 = x0[ind]
y1 = y0[ind]
z1 = z0[ind]

cx0 = 0
cy0 = 0
cz0 = 0

# centralização

tx = int(np.mean(x1)) #a[npi]*rf
ty = int(np.mean(y2)) #a[0]*rf
tz = min(min(z1),min(z2))

x2 = 0
y2 = y2-ty

x1 = x1-tx
y1 = ty
z1 = z1-tz; z2 = z2 -tz

h2 = np.max(z2)
h1 = np.max(z1)

z1 = z1*(h2/h1)

# rotacao
# IMG 1
#rot = np.arctan(.7)

```

```

ang_1 = angulo(cx0,cx0,a[npi],b[0]-cy0,cy0,cy0,a[0],cz0,b[npi])

if drot == 1:
    x1,y1,z1 = rot_points(RotM(ang_1), [x1,y1,z1] )

# lesao
r11 = dist(a[2],a[3],b[2],b[3])
r12 = dist(a[npi+2],a[npi+3],b[npi+2],b[npi+3])
r1 = min(r11,r12)*rf
mz1 = abs(b[npi+2]-b[npi+1])
cl = np.array([ a[npi+2]*rf-tx, a[2]*rf-ty, mz1-tz])
#c1 = np.matmul(RotM(ang_1),cl)

x1,y1,z1 = lesion_points(cl[0], cl[1], cl[2],r1)

pjax1 = np.linspace(min(x1), max(x1),10)
pjy1 = 0.*pjax1
paz1 = 0.*pjax1

pjay2 = np.linspace(min(y2), max(y2),10)
pjx2 = 0.*pjay2
paz2 = 0.*pjay2

u = np.linspace(0,2*np.pi,20)
plx = cl[0] + r1*np.cos(u)
ply = cl[1] + r1*np.sin(u)
plz = 0.

fig = plt.figure()
ax = plt.axes(projection="3d")
ax.view_init(azim=ang_vis)
# Data for a three-dimensional line
#ax.plot3D(x2, y2, z2, 'green')
ax.scatter3D(x2, y2, z2, c = 'g', marker='.')

#ax.plot3D(x1, y1, z1, 'blue')
ax.scatter3D(x1, y1, z1, c = 'b', marker='.')

#ax.plot_wireframe(x1, y1, z1, color="r")
ax.scatter3D(x1, y1, z1, c = 'r', marker='.')

ax.scatter3D(pjax1, pjy1, paz1, c = 'b', marker='.')
ax.scatter3D(pjax2, pjy2, paz2, c = 'g', marker='.')
ax.scatter3D(plx, ply, plz, c = 'k', marker='.')

ax.set_xlabel('x')
ax.set_ylabel('y')
ax.set_zlabel('z')

plt.show()

```

```

real r=1.5,aa=1.,bb=1;

real E = 10.e4,
sigma = 0.29,
mu = E/(2*(1+sigma)),
lambda = E*sigma/((1+sigma)*(1-2*sigma)),
force = -10e5, z0=bb*.5,
cte1=7.e+4,
cte2=7.e+4,
pz=0.2, py=r*1.25, px1=.1, px2=-.1, pz1=2, pz2=-10,
py1=1.2,py2=1,py3=1.2;

func ff1 = -1*cte1*( x>px1 )*(z>pz2 && z<pz1)*(y<py1)*(py1-y)*(py1-y);
func ff2 = cte2*( x<px2 )*(z>pz2 && z<pz1)*(y>.1 && y<py3)*(py2-y)*(py2+y)*(py2-y)*(py2+y);

real sqrt2=sqrt(2.);
macro epsilon(u1,u2,u3) [dx(u1),dy(u2),dz(u3),(dz(u2)+dy(u3))/sqrt2,(dz(u1)+dx(u3))/sqrt2,(dy(u1)+dx(u2))/sqrt2]
macro div(u1,u2,u3) ( dx(u1)+dy(u2)+dz(u3) ) // EOM

solve Lame(u1,u2,u3,v1,v2,v3)=
  int3d(Th)( lambda*div(u1,u2,u3)*div(v1,v2,v3)+2.*mu*( epsilon(u1,u2,u3)*epsilon(v1,v2,v3) ) )
- int2d(Th,110,120)(ff1*v1)
- int2d(Th,210,220)(ff2*v1)
+ on(30,u1=0,u2=0,u3=0);

real coef= 1.;

mesh3 Thm=movemesh3(Th,transfo=[x+u1*coef,y+u2*coef,z+u3*coef]);
|
plot(Thm, wait=1,cmm="coef amplification = "+coef );

savemesh(Thm,"regiaom.mesh");

int[int] Order = [1]; //0 save a cell value, 1 save point value
string DataName = "displacement";
savevtk("dominio16m.vtk", Th, [u1,u2,u3], order=Order, dataname=DataName);

```

```

real r=1.5,aa=1.,bb=1;

real E1 = 10.e4,E2 = 70.e4,
sigma = 0.29,
force = -2e5, z0=bb*.5,
cte1=7.e+4,
cte2=7.e+4,
pz=-.2, py=r*1.25, px1=.1, px2=0, pz1=.9, pz2=-.9,
py1=1,py2=1,py3=2;

func mu = (E1/(2*(1+sigma)))*(region==10) + (E2/(2*(1+sigma)))*(region==20);
func lambda = (E1*sigma/((1+sigma)*(1-2*sigma)))*(region==10) +
(E2*sigma/((1+sigma)*(1-2*sigma)))*(region==20);

func ff1 = -1*cte1*(z<-.2)*(y<py1)*(py1-y); // f em Ox
func ff2 = cte2*(x<px2)*(z>0)*(y>.3 && y<py3)*(py2-y);

```

```

string caso="dominio20";

fespace Vh(Th,P1);
Vh u1,u2,u3,v1,v2,v3;

real sqrt2=sqrt(2.);
macro epsilon(u1,u2,u3) [dx(u1),dy(u2),dz(u3),(dz(u2)+dy(u3))/sqrt2,(dz(u1)+dx(u3))/sqrt2,(dy(u1)+dx(u2))/sqrt2]
macro div(u1,u2,u3) ( dx(u1)+dy(u2)+dz(u3) ) // EOM

solve Lame(u1,u2,u3,v1,v2,v3)=
  int3d(Th)( lambda*div(u1,u2,u3)*div(v1,v2,v3)+2.*mu*( epsilon(u1,u2,u3)*epsilon(v1,v2,v3) ) )
- int2d(Th,110,120)(ff1*v1) + int2d(Th,110,120)(ff1*v3)
- int2d(Th,210,220)(ff2*v1) + int2d(Th,210,220)(ff2*v3)
+ on(30,u1=0,u2=0,u3=0);

savemesh(Thm,"regiaom.mesh");

int[int] Order = [1]; //0 save a cell value, 1 save point value
string DataName = "displacement";
savevtk("dominio21m.vtk", Th, [u1,u2,u3], order=Order, dataname=DataName);
|
ofstream file("perfil.dat");

int npx = 17; real cx,cy;

file << npx-1<<endl;
file << aa<<endl;

for (int k=1; k < npx; k++)
{
cx = -aa + (k*2.*aa)/(1.*npx);
cy = r*sqrt(1-cx*cx/(aa*aa));

file << cy+u2(cx,cy,0)<<endl;
}

```