

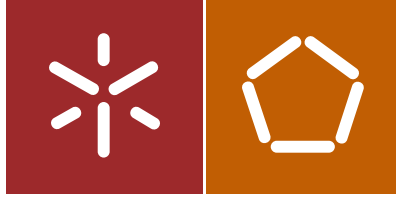


Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Pedro Gil Fantasia Lourenço

Sistema de Visão para Apoio à  
Cirurgia Ortopédica de Trocleoplastia

Pedro Gil Fantasia Lourenço  
Sistema de Visão para Apoio à  
Cirurgia Ortopédica de Trocleoplastia



Universidade do Minho  
Escola de Engenharia

Pedro Gil Fantasia Lourenço

Sistema de Visão para Apoio à  
Cirurgia Ortopédica de Trocleoplastia

Dissertação de Mestrado  
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao Grau de  
Mestre em Engenharia Eletrónica Industrial e de Computadores

Trabalho efetuado sob a orientação da  
Professora Doutora Cristina Manuela Peixoto Santos  
e co-orientação do  
Professor Doutor Vítor Alves  
Orientação do  
Diretor de Ortopedia do Hospital de Braga, Dr. Manuel  
Vieira da Silva

## AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Professora Doutora Cristina Santos por toda a sua disponibilidade, auxílio e dedicação prestados ao longo da realização desta dissertação.

Ao Professor Vítor Alves por toda a ajuda técnica e conselhos dados durante a implementação de todo o projeto.

Ao Doutor Manuel Vieira da Silva, e ao Doutor Bruno Direito Santos por toda a disponibilidade e orientação médica dadas ao longo deste ano.

A todos os meus amigos, que de uma forma ou de outra, contribuíram para a realização desta dissertação, com especial atenção e carinho aos “Patos da Sheet” e ao António Leite pelo transporte para todas as reuniões.

À enfermeira Madalena e ao enfermeiro Vasco, por tudo.



## RESUMO

As cirurgias obrigam os médicos-cirurgiões a um trabalho minucioso que muitas vezes depende da sua experiência e visão sobre as mesmas. Melhores resultados poderiam ser obtidos se estes profissionais fossem apoiados por sistemas de visão ou por sistemas robóticos. Este projeto debruça-se sobre a primeira vertente, numa preparação antes da cirurgia, isto é, fornecendo ao médico uma perspectiva de um plano pré-operatório.

Uma cirurgia requer um estudo sobre o paciente que vai ser sujeito à mesma, de forma a produzir-se um planeamento cirúrgico. Este é feito através de imagiologia, isto é, através de Raios-X, tomografias computadorizadas (TC's) e ressonâncias magnéticas (RM's) da pessoa a operar. A preparação baseia-se no cálculo de medidas e ângulos da anatomia humana que são necessários conhecer e estudar face ao problema de que a pessoa padece. Atualmente, estas medições são feitas pelos cirurgiões em sistemas de imagiologia digital, e, portanto, o planeamento fica dependente da experiência e perícia do cirurgião, através de métodos de “tentativa-erro” durante a operação. Como tal, seria interessante providenciar ao médico uma ferramenta, que de alguma forma, tornasse mais preciso o planeamento cirúrgico, idealmente até fornecendo um guia de corte.

Este projeto endereça a trocleoplastia. A trocleoplastia é uma cirurgia ortopédica que consiste no corte da tróclea – parte distal do fémur – ou seja, num aprofundamento da mesma com o objetivo de estabilizar a junta patelo-femoral. Dado que esta cirurgia é feita “a olho” pelo médico é necessário fornecer um guia de corte da tróclea.

A força motivacional para este projeto surge da necessidade de retirar a carga e a pressão a que os cirurgiões estão sujeitos.

Já existe *software* de apoio à cirurgia num plano pré-operatório como o OrthoView ou o PreOperativePlan, no entanto não referem a trocleoplastia. De forma a se obter uma boa correção óssea, um sistema de imagens a três dimensões é necessário.

Numa perspectiva geral, pretende-se desenvolver um guia de corte para a trocleoplastia previamente personalizado e de acordo com as características anatómicas do doente. No entanto, para alcançar esse objetivo, a conceção de uma correção deve ter como objetivo a normalidade anatómica do joelho, isto é, realizar uma correção de modo a que o joelho fique com as características o mais parecidas possível da população geral (sem instabilidade patelar). Assim sendo, o objetivo global deste trabalho é o desenvolvimento de uma aplicação informática que faculte ao cirurgião uma visão pré-operatória das cirurgias a três dimensões.

Para tal, o *software* deverá também fazer o cálculo das medidas e ângulos necessários da anatomia humana, bem como verificar as relações patelo-femorais que são necessárias conhecer. Serão feitos testes aos cálculos efetuados pelo *software*, comparando-os com os cálculos feitos pelos radiologistas.

Com base nos pontos anteriores e com a ajuda da literatura é simulado um corte do osso. Será necessário fazer um levantamento exaustivo do tipo de indicações usadas pelos cirurgiões para proceder ao corte, e transformá-las em regras que possam ser usadas no planeamento. O planeamento do corte e a possível geração dos guias de cortes fornecidos pelo programa serão também discutidos com os cirurgiões. É simulado o corte e apresentado o volume a três dimensões da nova forma da tróclea após a correção.

Palavras-Chave: Displasia Troclear, Trocleoplastia, Planeamento cirúrgico, 3D *Slicer*

## ABSTRACT

Surgery force the surgeons to a detailed work which often depends on his experience and insight into it. Best results may be obtained if these professionals are supported by imaging systems or robotic systems. This project deals with the first one, in a preparation before surgery, providing to the doctor a perspective by a pre-operative plan. Surgery requires a study on the patient who will be subject, so as to produce a surgical planning. This is done through image, through x-rays, computed tomographys (CT) and magnetic resonances (MRI). This preparation is based on calculation of measurements and angles of the human anatomy that are required to study to address the problem that the person suffers. Currently, these measurements are made by surgeons in digital imaging systems, and therefore planning is dependent on the surgeon's experience and skill, using methods of "trial and error" during surgery. So it would be interesting to provide to surgeon a tool which somehow become more accurate the surgical planning, ideally by providing a cutting guide.

This project addresses the trochleoplasty. The trochleoplasty is an orthopaedic surgery which consists in cutting the trochlea - distal part of the femur - deepening it, in order to stabilize the patellofemoral joint. It is required to provide to the doctor a cutting guide of the trochlea.

The motivating force for this research comes from the need to remove the pressure at which surgeons are subject.

There are already some pre-operative planning surgery supporting softwares as OrthoView or PreOperativePlan, however it not refer trochleoplasty. In order to obtain a good bone repair a three dimensional imaging system is required.

In a general perspective, it is intend to develop a previously customized cutting guide according to the anatomical characteristics of the patient. However, to achieve this objective, the design of a correction should aim to an anatomically normal knee, to perform a correction that approaches the characteristics as much as possible as the general population (without patellar instability). Thus, the overall objective of this work is to develop a software application that provides to the surgeon a preoperative and post-operative vision of surgery in three dimensions. Software should also make the calculation of the necessary measures and angles of the human anatomy, as well as check the patella-femoral relations that are necessary to know. Tests will be done to calculations made by software, comparing them to the calculations made by radiologists. Based on the above and with the aid of literature a bone cutting is simulated. This will need to do a comprehensive survey of the type of information used by surgeons to make

the cut, and turn them into rules that can be used in planning. The cutting planning and the possible generation of guiding cuts provided by the program will also be discussed with surgeons. The cut is simulated and the three dimensional volume of the new form of the trochlea after correction is presented.

**KEYWORDS: TROCHLEAR DYSPLASIA, TROCHLEOPLASTY, SURGICAL PLANNING, 3D SLICER**



## ÍNDICE

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract .....	vii
Lista de Figuras .....	xi
Lista de Tabelas.....	xiii
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos .....	xv
1. Introdução .....	1
1.1 Enquadramento.....	1
1.2 Motivação .....	2
1.3 Estrutura.....	3
2. Trocleoplastia.....	5
2.1 Planeamento cirúrgico ortopédico .....	5
2.1.1 Instabilidade patelo-femoral.....	8
2.1.2 Displasia troclear.....	9
2.1.3 Relações patelo-femorais .....	11
2.1.4 Métodos cirúrgicos.....	18
2.2 Software de planeamento cirúrgico .....	21
3. Solução para planeamento cirúrgico da trocleoplastia.....	25
4. Implementação do módulo para planeamento cirúrgico da trocleoplastia.....	31
4.1 Enquadramento ao 3D Slicer.....	31
4.1.1 MRML Scene e MRML <i>Nodes</i> .....	31
4.1.2 Eventos MRML e Observadores .....	33
4.1.3 Bibliotecas.....	33
4.1.4 Vistas e sistemas de coordenadas.....	33
4.2 Processamento da imagem médica.....	35
4.3 Relações matemáticas para cálculo de medidas através do <i>software</i> desenvolvido..	42
4.3.1 Assimetria da face troclear – <i>Trochlear Facet Asymmetry (TFA)</i> .....	43
4.3.2 Ângulo de congruência – <i>Congruence Angle (CA)</i> .....	44
4.3.3 Inclinação lateral troclear – <i>Lateral Trochlear Inclination (LTI)</i> .....	46
4.3.4 Ângulo patelo-femoral lateral – <i>Lateral patelofemoral angle (LPA)</i> .....	47

4.3.5	Ângulo Q (Q) .....	48
4.3.6	Profundidade troclear – <i>Trochlear depth (TD)</i> .....	49
4.3.7	Distância TT-TG – <i>Tibial tubercule – Trochlear Groove distance (TT-TG)</i> .....	51
4.3.8	Lateralização da patela – <i>Patella lateralization (PL)</i> .....	53
4.3.9	Índice de Deschamps – <i>Deschamps Index (Des)</i> .....	54
4.4	Procedimento para o corte .....	55
4.4.1	Definição da região de corte.....	55
4.4.2	Divisão das faces lateral e medial .....	57
4.4.3	Extração do osso em excesso .....	60
4.5	Translações e rotações .....	64
5.	Casos de estudo.....	67
6.	Conclusões e trabalho futuro .....	87
	Referências .....	91

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificação da displasia por Dejour et al. [18]	11
Figura 2 - Descrição da tróclea femoral	12
Figura 3 - Classificação da patela por Grelsamer [18]	12
Figura 4 – (A) Trocleoplastia de elevação da face. (B) Trocleoplastia de aprofundamento do sulco troclear [18]	19
Figura 5 - OrthoView – planeamento da anca (A) e do joelho (B) [24]	21
Figura 6 - Planeamento na aplicação TraumaCAD (versão mobile) [25]	22
Figura 7 - Planeamento cirúrgico através do software PeekMed One [26]	23
Figura 8 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1	25
Figura 9 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase2	26
Figura 10 - Solução para planeamento do corte da Trocleoplastia	29
Figura 11 - Hierarquia da classe dos nós MRML	32
Figura 12 - Vistas do 3D Slicer	34
Figura 13 - Sistema de coordenadas mundial, anatómico, e de imagens [33]	35
Figura 14 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1.1	35
Figura 15 - Janela de importação do DICOM	36
Figura 16 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1.2	36
Figura 17 - Resultado do algoritmo de threshold de remoção	37
Figura 18 - Input e output do módulo "Robust Statistics Segmenter"	38
Figura 19 - Input e output do módulo "Simple Region Growing Segmentation"	39
Figura 20 - Resultado do threshold de pintura	40
Figura 21 - Resultado do efeito IslandEffect	40
Figura 22 - À esquerda o volume único 3D, à direita o conjunto de volumes 3D	41
Figura 23 - Marcação dos fiducial markers na vista sagital	56
Figura 24 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase A	56
Figura 25 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase B	57
Figura 26 - Marcação dos fiducial markers na vista axial e conceção da área fechada	57
Figura 27 - Colapso do osso junto à cartilagem [18]	58
Figura 28 – Divisão das faces lateral e medial	58
Figura 29 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase C	59
Figura 30 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase D, E	60
Figura 31 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase F	60
Figura 32 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase G	61
Figura 33 - Rotação dos modelos das faces lateral e medial	61
Figura 34 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase H	62
Figura 35 - Cálculo do ângulo de rotação dos modelos das faces lateral e medial	62

<i>Figura 36 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase I</i>	63
<i>Figura 37 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase J</i>	63
<i>Figura 38 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 0</i>	77
<i>Figura 39 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 1</i>	78
<i>Figura 40 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 1</i>	78
<i>Figura 41 - Módulo "Trocheoplasty Planning" - fase 2.1</i>	79
<i>Figura 42 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.2</i>	80
<i>Figura 43 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 2.3</i>	80
<i>Figura 44 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.4</i>	81
<i>Figura 45 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.5</i>	82
<i>Figura 46 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 2.5</i>	82
<i>Figura 47 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.6</i>	83
<i>Figura 48 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.7 e fase 3</i>	84
<i>Figura 49 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 3.1</i>	84
<i>Figura 50 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 4.1</i>	85
<i>Figura 51 - Módulo "Trochleoplasty Planning" – fase 4.2</i>	86
<i>Figura 52 - Módulo "Trochleoplasty Planning" – tróclea reformulada</i>	86
<i>Figura 53 - Medição comparativa do mesmo paciente sem/com spacing definido</i>	88

# LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1 - Classificação da posição da patela [18]</i>	13
<i>Tabela 2 - Classificação das relações patelo-femorais[1][2][18]</i>	15
<i>Tabela 3 - Vistas do 3D Slicer</i>	34
<i>Tabela 4 - Pontos de referência da assimetria da face troclear</i>	43
<i>Tabela 5 - Pontos de referência do ângulo de congruência</i>	44
<i>Tabela 6 - Pontos de referência da inclinação lateral troclear</i>	46
<i>Tabela 7 - Pontos de referência do ângulo patelo-femoral lateral</i>	47
<i>Tabela 8 - Pontos de referência do ângulo Q</i>	48
<i>Tabela 9 - Pontos de referência da profundidade troclear</i>	49
<i>Tabela 10 - Pontos de referência da distância TT-TG</i>	51
<i>Tabela 11 - Pontos de referência da lateralização da patela</i>	53
<i>Tabela 12 - Pontos de referência do índice de Deschamps</i>	54
<i>Tabela 13 - Matriz identidade</i>	65
<i>Tabela 14 - Matriz de translação no eixo dos XX</i>	65
<i>Tabela 15 - Matriz de translação no eixo dos YY</i>	65
<i>Tabela 16 - Matriz de translação no eixo dos ZZ</i>	65
<i>Tabela 17 - Matriz de rotação</i>	65
<i>Tabela 18 - Casos de estudo da assimetria da face troclear e do ângulo do sulco troclear</i>	67
<i>Tabela 19 - Casos de estudo do ângulo de congruência</i>	69
<i>Tabela 20 - Casos de estudo da inclinação lateral troclear</i>	69
<i>Tabela 21 - Casos de estudo do ângulo patelo-femoral lateral</i>	70
<i>Tabela 22 - Casos de estudo do ângulo Q</i>	72
<i>Tabela 23 - Casos de estudo da profundidade troclear</i>	72
<i>Tabela 24 - Casos de estudo da distância TT-TG</i>	74
<i>Tabela 25 - Casos de estudo da lateralização da patela</i>	75
<i>Tabela 26 - Casos de estudo do índice de Deschamps</i>	76



## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

API	Interface de programação de aplicações ( <i>Application Programming Interface</i> )
CA	Ângulo de congruência ( <i>Congruence Angle</i> )
CAOS	<i>Computed Assited Orthopedic Surgery</i>
CLI	<i>Command Line Interface</i>
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
GUI	Interface gráfica do utilizador ( <i>Graphical User Interface</i> )
IDE	Ambiente de desenvolvimento integrado ( <i>Integrated Development Environment</i> )
ITK	<i>Insight Segmentation and Registration Toolkit</i>
LPA	Ângulo patelo-femoral lateral ( <i>Lateral Patellofemoral Angle</i> )
LTI	Inclinação lateral troclear ( <i>Lateral Trochlear Inclination</i> )
MRML	<i>Medical Reality Markup Language</i>
PACS	<i>Picture Archiving and Comuncations System</i>
PL	Lateralização da patela ( <i>Patella lateralization</i> )
ROI	Região de interesse (Region Of Interest)
RM	Ressonância magnética
TAC	Tomografia axial computadorizada
TC	Tomografia computadorizada
TD	Profundidade troclear ( <i>Trochlear Depth</i> )
TFA	Assimetria da face troclear ( <i>Trochlear Facet Asymmetry</i> )
TT-TG	Tubérculo tibial – Sulco Troclear ( <i>Tibial tubercule – Trochlear Groove</i> )
VTK	<i>Visualization Toolkit</i>





# 1. INTRODUÇÃO

A trocleoplastia é uma técnica cirúrgica aplicada a pacientes que padeçam de instabilidade patelo-femoral recorrente. Esta consiste na reconstrução da tróclea – parte distal do fémur – de modo a que a estabilidade da junta patelo-femoral seja recuperada. A instabilidade patelo-femoral consiste no deslocamento da patela por esta perder contacto com a tróclea, fazendo com que a pessoa se sinta instável. Em 85% dos pacientes com instabilidade continuada foi encontrada displasia troclear[1]. Esta consiste numa anormalidade na forma e profundidade do sulco troclear [2].

A trocleoplastia surge da necessidade de corrigir esta displasia de forma a ser projetada uma anatomia normal do joelho e dos seus biomecanismos.

## 1.1 Enquadramento

A instabilidade patelar é a síndrome clínica que define as anomalias na junta patelo-femoral onde a patela é propensa a deslocação recorrente. Pode ser descrita como um movimento da patela para fora da sua posição normal, intitulada de deslocação ou luxação. A maior parte dos pacientes com instabilidade patelar são jovens e ativos. A prevalência é de 6-77 por 100.000 habitantes – apesar deste número, a epidemiologia da população geral ainda não está clara [3]. Num estudo feito em grupos de alto risco, 51,9% das deslocações patelares ocorreram durante a prática desportiva ou de atividade física intensa [4].

Apesar dos esforços cirúrgicos iniciais, em 85% das pessoas com instabilidade patelar continuada foi encontrada displasia troclear [5].

A instabilidade patelo-femoral pode ocorrer quando a anatomia óssea da patela, de tróclea femoral, ou de ambas, é anormal. De forma a perceber como a displasia contribui para a instabilidade, a anatomia normal e os biomecanismos da junta patelo-femoral têm que ser conhecidos.

A trocleoplastia tem como objetivo gerir a instabilidade patelo-femoral recorrente, corrigindo a displasia troclear [5]. É o conceito cirúrgico que pretende remodelar a tróclea femoral de forma a ser retomada a estabilidade biomecânica do joelho. Esta correção tem como objetivo recuperar uma entrada normal da patela no sulco troclear, durante a extensão e flexão da perna.

Com o avanço da tecnologia, atualmente as relações / medidas da anatomia humana podem ser conhecidas através da imagiologia digital – Tomografia Computorizada (TC), Ressonâncias Magnéticas (RM) e Raios-X, através de sistemas de planeamento cirúrgico.

O planeamento cirúrgico é o método pré-operatório de visualização da intervenção cirúrgica, de modo a definir os seus passos e navegar pela constituição óssea, tendo como base as imagens médicas. Hoje em dia existe *software* de planeamento detalhado, alguns proporcionando até a simulação da cirurgia.

Com base nestas informações acima descritas será possível estudar o paciente num plano pré-operatório, conhecer as relações patelo-femorais e elaborar um guia de corte do osso para posteriormente ser fornecido ao médico.

## 1.2 Motivação

A instabilidade patelo-femoral, que resulta da displasia da tróclea femoral, como supra indicado, pode ser tratada com uma reformulação da tróclea – Trocleoplastia. Esta é uma correção cirúrgica da tróclea femoral que permite repor uma normal entrada da patela no sulco troclear durante os movimentos de extensão e flexão.

Apesar da trocleoplastia ser a técnica que apresenta os melhores resultados na recuperação da estabilidade da junta patelo-femoral, esta ainda está num estado prematuro do seu potencial.

Um estudo concluiu que este método cirúrgico é um procedimento seguro e eficaz para a correção da instabilidade patelar em pacientes com displasia troclear, no entanto ainda é limitado. O mesmo autor refere que são portanto necessários mais estudos observacionais bem planeados e de confiança sobre o paciente, de forma a poderem ser ultrapassadas estas fraquezas [6].

Atualmente, a grande dependência da experiência do médico é o fator que define o sucesso da cirurgia. A trocleoplastia de aprofundamento da tróclea é um procedimento árduo sem pontos de referência [7].

Poderá haver uma progressão na taxa de sucesso deste método cirúrgico se os médicos forem apoiados por estudos feitos sobre o paciente, num plano pré-operatório. É, assim, essencial conhecer as relações da junta patelo-femoral, bem como dominar essas mesmas relações anatómicas de um joelho normal. Os médicos cirurgiões poderão ser ajudados em tempo real se for simulado o corte numa preparação pré-operatória, gerando posteriormente um guia de corte.

Um guia de corte é uma referência na qual o cirurgião se pode basear para fazer uma boa correção.

### 1.3 Estrutura

Este documento está organizado da seguinte forma. No segundo capítulo são apresentadas as condições cirúrgicas que levam à submissão de uma trocleoplastia. São descritos os conceitos de planeamento cirúrgico, de instabilidade patelo-femoral, e de displasia troclear. Ainda neste capítulo são reveladas as relações anatómicas essenciais a esta intervenção cirúrgica. São descritos os diferentes métodos usados na trocleoplastia bem como os seus procedimentos. Diferente software de apoio ao planeamento cirúrgico ortopédico são referidos.

No capítulo 3 é descrita a solução proposta para o planeamento cirúrgico da trocleoplastia, indicando as diferentes fases até à apresentação da nova tróclea reformulada.

O capítulo **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** apresenta-se em detalhe a implementação da solução apresentada no capítulo 3. As relações patelo-femorais são traduzidas por meio de expressões matemáticas, e são descritos os algoritmos de processamento de imagem, bem como o modo de geração dos modelos a três dimensões.

A medição das relações patelo-femorais em vários casos de estudo de diferentes pacientes, e a correção da tróclea displásica são expostos no capítulo 5. No capítulo 6 são discutidos os resultados obtidos e proposto o trabalho futuro.



## 2. TROCLEOPLASTIA

### 2.1 Planeamento cirúrgico ortopédico

O avanço tecnológico permitiu uma grande evolução no conhecimento da anatomia humana, através da imagiologia digital, como referido anteriormente. Hoje em dia já existem diversos *softwares* de apoio à medicina. Neste capítulo são referidos alguns deles destinados sobretudo à área ortopédica: *OrthoView*, *TraumaCAD* e *PeekMed One*.

A imagiologia médica consiste na obtenção de imagens da anatomia humana – órgãos, ossos e sistemas – para fins de diagnóstico, utilizando para tal radiações, ultrassons ou ondas de radiofrequência.

A sua história remonta a 1895 quando foi descoberta a radiografia por Wilhelm Rontgen. Ao percorrer os tecidos, a radiação dos raios-X é absorvida de forma diferente dependendo da densidade do tecido que está a ser penetrado. A radiação reproduz os tecidos sobre uma película fotográfica a diferentes densidades dentro do corpo, criando assim uma imagem. A limitação deste método é a semelhança das densidades dos tecidos moles, tornado esta técnica de imagem útil para ossos mas não para patologias dos tecidos moles [8][9].

Em 1906 começou-se a aplicar agentes farmacêuticos de contraste de forma a visualizar os órgãos e vasos sanguíneos. Estes agentes de contraste eram administrados por via oral ou injeção vascular e permitiam ver os vasos sanguíneos, o sistema digestivo, entre outros. Esta técnica tornou possível, em 1960, a angiografia: uma técnica de imagiologia médica usada para visualizar a circulação num determinado local do organismo [8].

A medicina nuclear surgiu em 1950. Nesta, os radionuclídeos<sup>1</sup> são combinados com os fármacos, que, uma vez administrados, aglomeram-se de forma mais ou menos ativa em certos órgãos. Ao contrário da radiografia, a radiação é emitida dentro do corpo, sendo registada por câmaras de gama [8][10].

Na década de 1960 foram utilizados os sonares no diagnóstico por imagem. Estes transmitem ondas de som de alta-frequência para dentro do corpo humano, usando uma sonda, fazendo

---

<sup>1</sup> Radionuclídeo: substância radioativa usada para diagnóstico e tratamento de problemas de saúde

vibrar os órgãos. A onda de retorno é captada pela sonda que transforma as vibrações em pulsos elétricos, que são enviados para o scanner de ultrassom, onde são transformados numa imagem [10].

As primeiras técnicas de imagiologia digital datam dos anos 70, com o primeiro uso da tomografia computadorizada, inventada por Hounsfield e Cormack. A técnica utiliza raios-X processados por computador para produzir camadas tomográficas de áreas específicas do corpo. Este fornece uma melhor visão da anatomia. A primeira imagem TAC demorou cerca de 24 horas a ser adquirida. Atualmente, os sistemas TAC podem adquirir e reconstruir uma imagem em menos de um segundo [8][10]. Com uma técnica de reconstrução de imagem 3D, permite aos médicos ver a profundidade. Tal é possível através da rotação do emissor de raios-X e dos sensores em torno do paciente. De seguida, um computador recria os vários pontos de vista dos cortes transversais [9].

Raymond Damadian mostrou, em 1971, que os tempos de relaxamento de resposta às ondas magnéticas de tecidos e tumores diferiam. O forte campo magnético faz com que os prótons, que se encontram naturalmente no corpo, se alinhem. Quando os prótons voltam à sua posição natural, enviam ondas de rádio, que são captados pelo scanner e transformados em imagem. Estas imagens baseiam-se no local e intensidade dos sinais enviados pelos prótons, diferindo em que tecido ou órgão se encontrem [8].

Ao longo dos últimos 20 anos, o computador tem feito a sua presença no ramo médico sobretudo através da aquisição e processamento de imagem. As ferramentas de processamento de imagem vão continuar a melhorar, bem como os sistemas de comunicação e de armazenamento. A informática biomédica fornece ferramentas para pesquisar, identificar, recuperar, analisar, modelar, armazenar, comunicar e manipular todas as informações [11].

A conversão em imagem digital foi acompanhada por um sistema de comunicação e arquivamento de imagens (*Picture Archiving and Communication System – PACS*), que fornece armazenamento eletrónico, recuperação, distribuição e apresentação de imagens. O PACS facilita a manipulação de imagens digitais de radiologia de forma a que possam ser facilmente acedidos e visualizados em diferentes localizações. O DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) é um formato padrão para armazenamento e transmissão de informação de imagens médicas, constituído por um formato de arquivo e por um protocolo de rede [12].

Com a evolução no processamento de imagem, começaram a surgir *softwares* de planeamento cirúrgico.

O planeamento cirúrgico é o método pré-operatório de visualização da intervenção cirúrgica, de modo a definir os seus passos e navegar pela constituição óssea.

A elaboração de um plano para a cirurgia é fundamental para que esta decorra da melhor forma possível. A preparação de um plano rigoroso traz benefícios tanto para o paciente como para o cirurgião. Para o profissional, a intervenção desenrola-se de forma mais segura e com menos tormento. Para o paciente, a garantia do sucesso da cirurgia aumenta, e por outro lado, o tempo de recuperação poderá ser reduzido.

Este plano pré-operatório pode determinar a falha ou o sucesso da intervenção cirúrgica. É, portanto, importante que os cirurgiões disponham de ferramentas que os auxiliem nesta tarefa, de modo a torna-la menos morosa e complexa. O médico necessita do planeamento para expor o problema cirúrgico, identificar os aspetos anatómicos preponderantes do paciente, avaliar os aspetos técnicos possíveis, colmatando tudo no planeamento da cirurgia.

Os primeiros sistemas de planeamento cirúrgico apareceram na década de 1990 – o *StealthStation* [13]. Com a evolução das características da imagem foi possível obter mais detalhes anatómicos, proporcionando melhor visualização e manipulação.

Tratando-se de planeamento cirúrgico é pertinente mencionar o *CAOS – Computed-Assisted Orthopedic Surgery*. Os sistemas CAOS integram o planeamento pré-operatório, informação intra-operatória, através da exibição de imagens médicas digitais a três dimensões em relação à anatomia do paciente e avaliação pós-operatória. Este sistema permite ao cirurgião medir distâncias, ângulos, volumes e rodar ou aproximar para determinar planos de corte e o posicionamento de implantes.

Existem três tipos de planeamento cirúrgico que envolvem sistemas CAOS. O primeiro faz uso de imagens volumétricas, como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética. O segundo refere a utilização de imagens fluoroscópicas intra-operatórias. O último usa a informação cinética sobre as articulações ou informações morfométricas<sup>2</sup> sobre os ossos intra-operatóriamente [14][15].

Hoje em dia existem softwares de planeamento detalhado, alguns proporcionando até a simulação da cirurgia, através de animações.

Antes de se proceder ao planeamento da trocleoplastia, terão que ser conhecidas as causas que a motivam. A displasia troclear, e conseqüentemente a instabilidade patelo-femoral, são as

---

<sup>2</sup> Morfometria: medição das formas dos organismos

principais deficiências anatômicas que estão na origem da cirurgia. Durante os próximos capítulos elucidam-se as principais definições acerca desta anomalia anatômica e dos métodos desta técnica cirúrgica para correção da tróclea.

### 2.1.1 Instabilidade patelo-femoral

A articulação patelo-femoral tem um papel importante na locomoção e outras atividades que envolvam a flexão e extensão do joelho. Os problemas relacionados com esta articulação são muito comuns.

A instabilidade patelar é a síndrome clínica causada por anomalias morfológicas na junta patelo-femoral onde a patela é propensa à deslocação lateral recorrente. Pode ser definida como o movimento da patela para fora da sua posição normal e tem o nome de deslocação ou luxação [16]. Mesmo na ausência de instabilidade patelar, os pacientes que suportam a deslocação da rótula podem vir a desenvolver um número significativo de problemas, incluindo a dor prolongada no joelho, limitações funcionais, déficit na performance atlética e degeneração artrítica na articulação patelo-femoral [16].

Os dois tipos mais comuns de apresentação clínica da instabilidade patelo-femoral são: a deslocação aguda a partir de uma lesão e a instabilidade recorrente, tipicamente ocorrendo sem lesão, mas com um historial de deslocação.

A deslocação aguda pode acontecer a partir de uma participação direta ou indireta de um mecanismo de lesão. O mecanismo indireto é responsável pela maioria das deslocações agudas e ocorre nas atividades físicas. Tipicamente o pé fica plano e fixo, o fémur é rodado internamente e/ou a tíbia é rodada externamente, criando uma força valga<sup>3</sup> na junta do joelho. Nesta posição surge uma contração dos quadríceps que produzem uma força vetorial lateral, resultando na deslocação da patela. A deslocação a partir de um mecanismo direto ocorre quando a patela é atingida por um golpe dirigido lateralmente. Depois de uma primeira deslocação patelar, os dados mostram que há 17% de incidência de deslocação recorrente num período de 5 anos. Contudo, para indivíduos com historial de instabilidade, a recorrência é de 49% para a deslocação patelar [1].

---

<sup>3</sup> Valgo: condição na qual um osso ou articulação é torcido para fora a partir do centro do corpo [48]



Os pacientes com instabilidade recorrente têm normalmente um historial de deslocções, mas noutros casos a apresentação é vaga e pode incluir apenas fraqueza no joelho, dores, dificuldade a subir escadas ou não ter capacidade para praticar desporto [16].

Especialmente para a deslocação recorrente, o tratamento cirúrgico é importante, uma vez que o retorno à condição normal é relativamente fraco.

A epidemiologia afeta maioritariamente a população jovem e ativa, especialmente na segunda década. A prevalência é de 6-77 por 100.000 habitantes, sendo mais incidente na segunda década de vida (30 por 100.000) [16]. Normalmente esta patologia era associada a pessoas sedentárias, obesas e adolescentes do sexo feminino. Estudos mais atuais comprovam que a instabilidade patelar afeta maioritariamente indivíduos jovens atléticos, sobretudo masculinos, durante a prática de desporto ou outra atividade física intensa [4].

Uma articulação e o movimento da patela com a tróclea femoral corretos requerem uma interação importante entre os estabilizadores da junta patelo-femoral. Esta tem dois tipos de estabilizadores: ativos – músculos extensores - e passivos – ossos e ligamentos. Anomalias num ou mais destes fatores podem originar a instabilidade patelo-femoral [2][3].

Existem outros motivos que poderão contribuir para a instabilidade patelo-femoral como a displasia da patela ou do sulco troclear, o declive patelar, a patela alta, a distância excessiva entre o tubérculo tibial e o sulco troclear e a lateralização da tuberosidade tibial [1][2].

### 2.1.2 Displasia troclear

A instabilidade da articulação patelo-femoral pode ocorrer quando a anatomia óssea da patela, da tróclea femoral ou de ambas é anormal, isto é, displásica. A anatomia normal e os biomecanismos da junta terão que ser conhecidos de forma a perceber-se como a displasia contribui para a instabilidade patelar.

A patela é o maior osso sesamoide – osso desenvolvido num tendão – do corpo humano e liga os quadríceps ao tendão patelar, ou seja, no mecanismo extensor do joelho [2][17].

A anatomia da tróclea femoral encaixa na forma articular da patela com uma superfície lateral longa e alta que tem como importante função restringir a translação lateral. A tróclea está situada na parte distal do fémur e é formada pelas faces lateral e medial, dividida pelo sulco troclear [18].

Na sua total extensão a patela fica situada na superfície não-articular da parte distal do fêmur. Esta entra na tróclea entre 20° e 30° de flexão do joelho, dependendo do comprimento do tendão patelar [2]. Sabendo esta condição, a patela alta – situação em que o comprimento do tendão patelar é anormalmente maior e a posição da patela é relativamente alta – contribui para a instabilidade, aumentando o intervalo em que não há restrição óssea [18].

Uma vez que a patela entra na tróclea, uma patela, uma tróclea displásica ou ambas, podem contribuir para a instabilidade diminuindo a restrição óssea que assegura a estabilidade. A displasia troclear envolve uma anormalidade na forma e profundidade do sulco troclear.

A displasia patelo-femoral foi classificada por Dejour et al. em quatro tipos de acordo com a anatomia da articulação [1][2][18] - Figura 1:

- Tipo A: tem um sinal de cruzamento e um ângulo troclear superior a 145°. A tróclea apresenta-se mais rasa (menos profunda). É considerada uma variante da normal;
- Tipo B: demonstra um espigão supratroclear e uma tróclea plana. Isto representa um sulco troclear raso com uma convexidade proximal. As faces lateral e medial apresentam uma anatomia normal;
- Tipo C: existe um sinal de cruzamento e duplo contorno. Demonstra também uma convexidade da face lateral da tróclea e hipoplasia da face medial. Esta anatomia da tróclea representa uma entrada superior normal, no entanto a face lateral é plana ou convexa e leva à hipoplasia. Por vezes a face medial é inclinada para baixo;
- Tipo D: tem um sinal de cruzamento, espigão supratroclear e duplo contorno. Existe também uma assimetria das faces lateral e medial da tróclea. Esta é a displasia mais grave. Tem uma face lateral convexa que acaba próxima de um espigão supratroclear. A face medial é mínima ou inexistente, por vezes criando um “penhasco”.

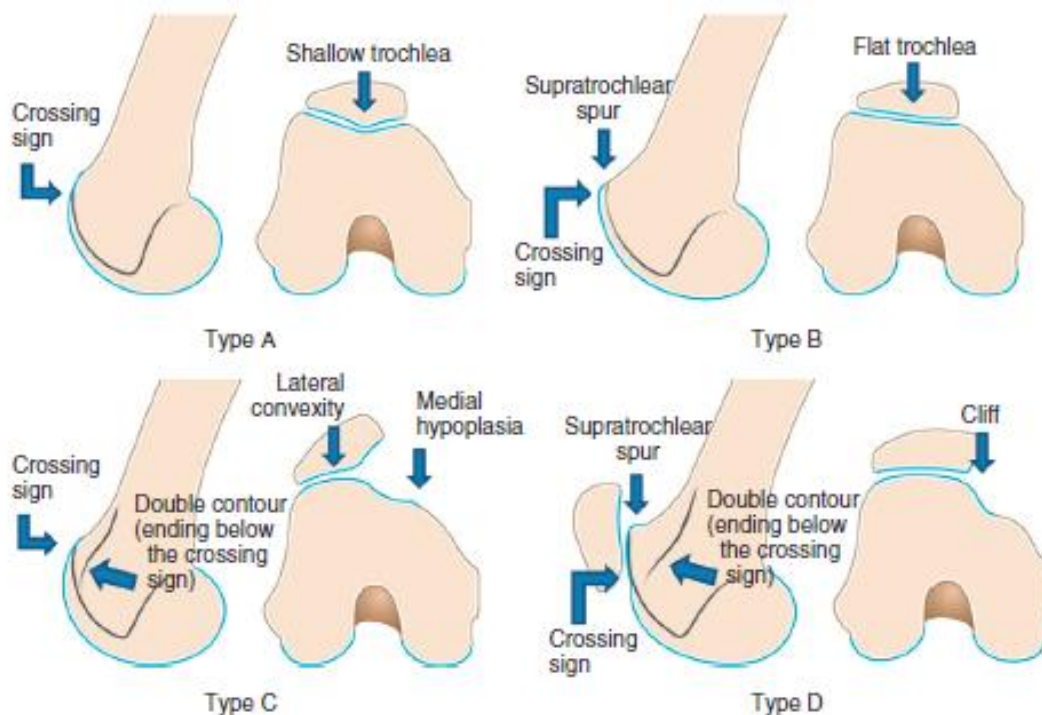


Figura 1 - Classificação da displasia por Dejour et al. [18]

De forma a ser possível avaliar o tipo de displasia presente é necessário conhecer e caracterizar a anatomia de um joelho normal, sem displasia, que se apresenta no subcapítulo seguinte.

### 2.1.3 Relações patelo-femorais

Para se conhecer a anatomia humana de um joelho pode recorrer-se a exames físicos, como a palpação, o *glide test* – deslocamento patelar – o *tilt test* – inclinação da patela – e à imagiologia – Raios-X, tomografia computadorizada e ressonâncias magnéticas [18].

A imagem é a técnica de diagnóstico mais útil para classificar a morfologia troclear, sendo possível avaliar a gravidade da displasia e assim projetar um plano pré-operatório [1][19].

Através do estudo de um raio-X, numa vista antero-posterior, é possível analisar a qualidade óssea, fazer uma avaliação do alinhamento e de patologias femuro-tibiais ou artrites. A vista lateral permite obter dados da posição da patela em relação à tróclea. A análise de uma TAC ajuda particularmente na observação da morfologia quando o declive e a subluxação patelo-femoral são consideradas [2][18].

A morfologia de uma tróclea femoral normal é descrita como profunda, sendo uma linha continuada anteriormente ao sulco troclear que deve ficar posterior à projeção dos côndilos

femorais (faces) [5][2]. A face lateral é a maior das duas faces. O sulco troclear situa-se no meio da tróclea e divide as faces lateral e medial [1].

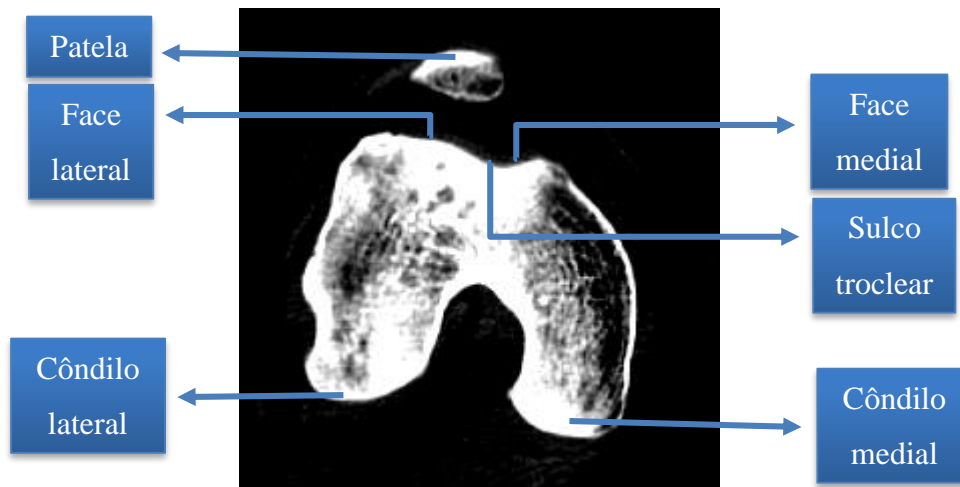


Figura 2 - Descrição da tróclea femoral

A patela é classificada em três tipos de acordo com o seu tamanho e com a sua superfície articular [18][20]:

- Tipo I – Rácio [1.2 , 1.5]
- Tipo II (*long nose*) – Rácio > 1.5
- Tipo III (*short nose*) – Rácio < 1.2

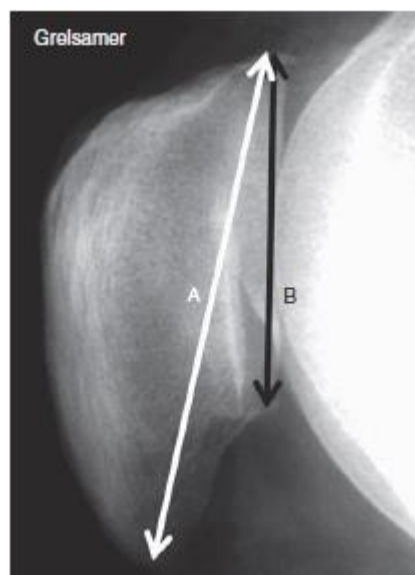





Figura 3 - Classificação da patela por Grelsamer [18]

A posição da patela pode ser classificada através de três diferentes rácios de acordo com a seguinte tabela[18]:

Tabela 1 - Classificação da posição da patela [18]

Posições da patela	 <p>Insall 61-16</p>	Rácio AT/AP (Caton-Deschamps)	$\leq 0.6$ $> 1.2$	Infera Alta
	 <p>Insall 61-17</p>	Rácio LT/LP	$< 0.8$ $> 1.2$	Infera Alta
	 <p>Insall 61-18</p>	Rácio A/B	$< 0.5$ $= 0.8$ $> 1.0$	Infera Normal Alta

O índice mais comumente usado é o de Caton-Deschamps (ou índice de Deschamps).

Existem marcos cirúrgicos importantes, como a profundidade da tróclea cartilaginosa ideal e as percentagens das novas faces lateral e medial, que ainda não são conhecidas. Um estudo feito a 53 pessoas de ambos os sexos concluiu que as médias das profundidades da tróclea masculinas e femininas, respetivamente, são de 4.2mm e de 3.4mm. Uma profundidade troclear inferior a 3mm é considerada anormal. A profundidade troclear é calculada na vista axial, sendo a distância perpendicular entre o ponto mais profundo no sulco troclear e a linha que junta os pontos superiores das faces medial e lateral [19]. Para as percentagens das faces lateral e medial não há distinção no género e as médias foram 62.6% e 37.4% respetivamente [5].

A assimetria das faces trocleares representa o rácio do comprimento da face medial em relação à face lateral. Um valor inferior a 0.4 indica displasia [2].

O ângulo do sulco troclear é aquele que é formado pelas duas linhas traçadas desde o ponto mais fundo da tróclea estendendo-se até aos pontos mais altos das faces trocleares. O seu valor médio é de 138°, sendo considerado anormal a partir dos 150° [18].

O ângulo de congruência providencia o índice de luxação. Para medi-lo, o ângulo do sulco troclear é “cortado” a meio, desenhando-se uma linha de referência. Uma linha adicional é desenhada desde o ponto mais profundo da tróclea até ao ápice patelar. O ângulo formado entre essa linha e a linha de referência é o ângulo de congruência. O valor normal deste ângulo é de 6° ( $\pm 11^\circ$ ) [18].

A inclinação lateral troclear é o ângulo formado pelo declive da face lateral, isto é, desde o ponto mais alto da face lateral até ao sulco troclear, com uma linha que passa pelos côndilos femorais. Um ângulo inferior a 11° é considerado anormal [2].

O ângulo patelo-femoral lateral é formado entre a reta que passa tangente à face lateral da patela com uma reta traçada entre os dois pontos mais elevados das faces trocleares. Este indica o grau de luxação e inclinação da patela.

A distância TT-TG determina o grau de lateralização do tubérculo tibial em relação à parte mais profunda do sulco troclear. Esta técnica de medida consiste em criar duas linhas paralelas, passando cada uma pelas regiões anatómicas descritas, estando estas perpendiculares a uma terceira linha que passa pelos côndilos femorais. A distância entre as linhas paralelas representa a distância TT-TG. Um valor superior a 20mm significa um fator de risco para a instabilidade patelar [1].

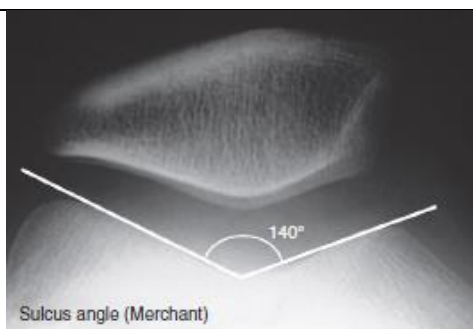
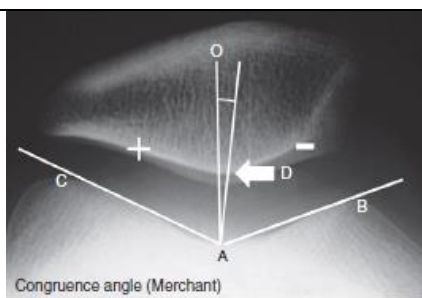
O ângulo Q mede o alinhamento ósseo e descreve o sentido da força do mecanismo dos quadríceps em relação ao tendão patelar. Esta medida é obtida através da interseção de uma linha traçada desde o centro dos quadríceps ao centro da rótula, com uma segunda

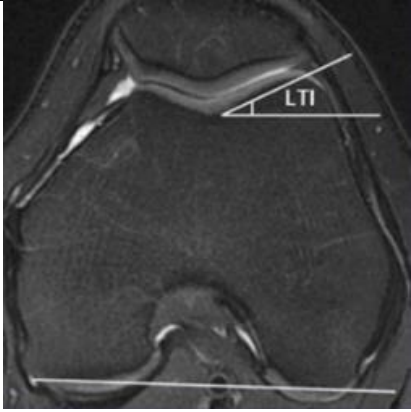
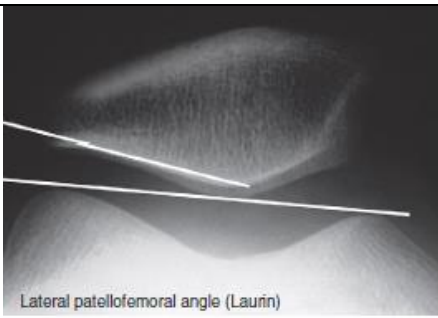
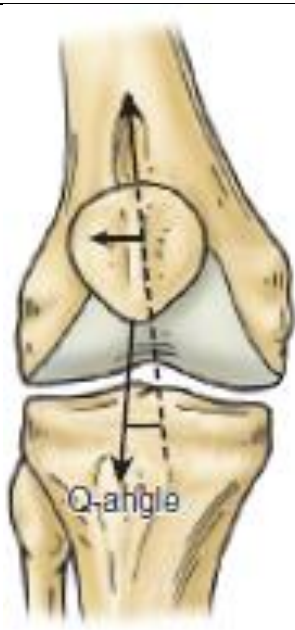
linha traçada a partir do centro da tuberosidade tibial ao centro da rótula. Para os indivíduos do sexo masculino o valor médio é de aproximadamente 10°, sendo para o sexo feminino cerca de 15° [2].

A lateralização da patela avalia o seu deslocamento, medindo a distância entre a margem lateral da tróclea e o ponto mais lateral da patela. Para esta medida, a displasia da tróclea é considerada quando o valor da distância é superior a 6mm [2].


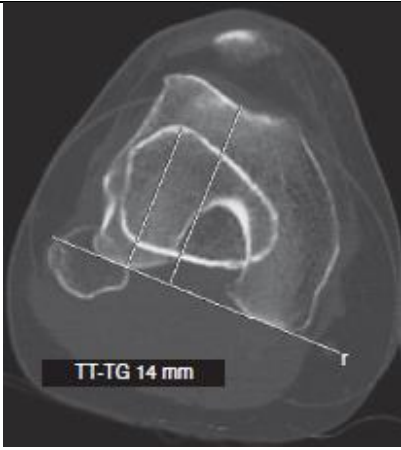
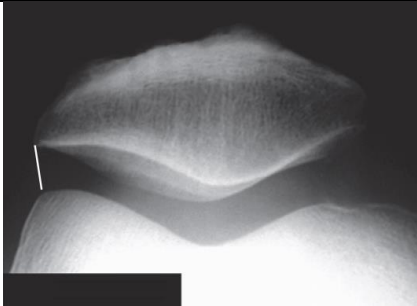
Na vista axial, obtida através da TAC podem ser conhecidas as relações patelo-femorais, classificadas de acordo com a seguinte tabela:

Tabela 2 - Classificação das relações patelo-femorais[1][2][18]

Relação patelo-femoral	Descrição	Imagem	Valor	Classificação
Assimetria da face troclear / Ângulo do sulco troclear	Esta medição mostra a forma do sulco troclear. Quanto maior o ângulo, mais achatada é a tróclea.		138° 150°	Normal Anormal
Ângulo de congruência	Providencia o índice de luxação		6±11°	Normal

<p>Inclinação lateral troclear</p>	<p>Mede a inclinação da face lateral</p>		<p>&lt;11°</p>	<p>Anormal</p>
<p>Ângulo patelo-femoral lateral</p>	<p>Mede o declive e a subluxação</p>	 <p>Lateral patellofemoral angle (Laurin)</p>	<p>&lt;8°</p>	<p>Normal</p>
<p>Ângulo Q</p>	<p>Mede o alinhamento ósseo, e descreve o sentido da força do mecanismo dos quadríceps, em relação ao tendão patelar</p>		<p>10°(M) 15°(F)</p>	<p>Normal Normal</p>



Profundidade troclear			4.2mm(M) 3.4mm(F) <3mm	Normal Normal Anormal
Distância TT-TG (mm)	Quando esta medida aumenta a articulação fica mais solta e causa instabilidade		12 mm > 20 mm	Normal Anormal
Lateralização da patela (mm)	Avalia o deslocamento		>6mm	Anormal

Os radiologistas devem começar com uma análise da patela alta/inferior na imagem sagital. No passo que se segue é avaliada a lateralização da patela como suave, moderada ou severa. De seguida os radiologistas concluem sobre o ângulo patelo-femoral, do ângulo do sulco troclear e da sua profundidade e da distância entre o tubérculo tibial e o sulco troclear (distância TT-TG) [17]. Poderão ser retiradas medidas adicionais para autenticar a patologia de que o paciente padece.

#### 2.1.4 Métodos cirúrgicos

De forma a ser retomada a estabilidade patelo-femoral pode-se recorrer aos métodos cirúrgicos ou aos não-cirúrgicos. Resultados insatisfatórios foram encontrados em 63% a 75% dos tratamentos através de métodos não-cirúrgicos de deslocação da patela[16].

Os procedimentos cirúrgicos para a instabilidade patelar podem ser divididos em categorias gerais de realinhamento proximal e distal. O realinhamento proximal é mais vulgarmente projetado para os estabilizadores dos tecidos moles e inclui procedimentos ao nível dos músculos quadríceps, do retináculo medial e do ligamento medial patelo-femoral, através da reparação ou reconstrução deste último. O realinhamento distal é tipicamente feito alterando a posição do tubérculo tibial através da osteotomia (Elmslie-Trillat, Fulkerson AMZ e Hughston) [16]. A instabilidade patelo-femoral, que resulta da displasia da tróclea femoral, pode também ser tratada com uma reformulação da tróclea – trocleoplastia.

A trocleoplastia tem como objetivo gerir a instabilidade patelo-femoral recorrente, corrigindo a displasia troclear [5]. É o conceito cirúrgico que pretende remodelar a tróclea femoral de forma a ser retomada a estabilidade biomecânica do joelho. Esta correção tem como objetivo recuperar uma entrada normal da patela no sulco troclear, durante a extensão e flexão da perna. Existem várias técnicas para a trocleoplastia, sendo as mais usadas a elevação da face lateral troclear e o procedimento de aprofundamento da tróclea. A elevação da face lateral troclear como tratamento para a displasia troclear foi primeiramente descrita por Albee. Neste procedimento a face lateral é elevada através da inserção de uma cunha para aprofundar a tróclea [18].

O método de aprofundamento da tróclea foi descrito por Masse e mais tarde alterada por Dejour e Saggin. Este tem vantagem em relação ao anterior uma vez que a elevação da face lateral põe em risco a articulação patelo-femoral e aumenta a pressão sobre a cartilagem articular [1][7]. Foi projetado para suprimir a proeminência do sulco troclear e estabelecer a profundidade correta do mesmo. Neste procedimento, após a exposição cirúrgica, é planeada a nova tróclea e removido o osso em excesso sob esta. À cartilagem fica anexada uma adequada quantidade de osso, que posteriormente é colapsado de forma a tomar o lugar do osso que foi removido em primeiro lugar. Duas abas correspondentes às faces lateral e medial são criadas de modo a recriar a forma troclear, com um sulco troclear central mais profundo e as faces divergindo a partir dele. A tróclea recém-criada é fixa com pequenas âncoras. A análise pré-operatória é importante para determinar quando a trocleoplastia é indicada, sendo normalmente apontada

para os tipos de displasia B, C e D, segundo a classificação de Dejour et al. [1][18]. Neste vídeo [21] é demonstrada esta técnica por Philip Schöttle.

Após submetidos a esta intervenção cirúrgica, observando as TC's pós-operatórias, a maioria dos joelhos apresenta uma forma normal da tróclea. Os sinais de displasia troclear desapareceram e houve uma correção significativa do alinhamento patelar como também da profundidade do sulco troclear [22][23].

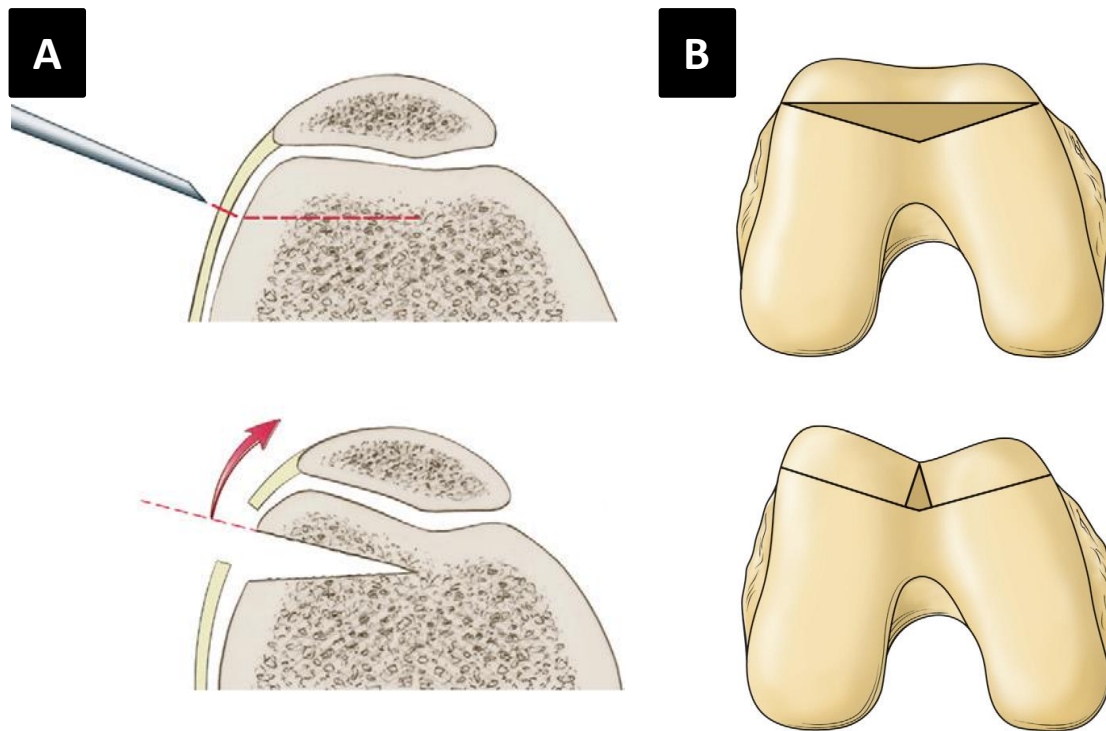


Figura 4 – (A) Trocleoplastia de elevação da face. (B) Trocleoplastia de aprofundamento do sulco troclear [18]



## 2.2 Software de planeamento cirúrgico

Vários são os tipos de planeamento, podendo este ser feito utilizando diferentes técnicas. O planeamento através da imagiologia digital tem vindo a crescer na comunidade médica. O tipo mais comum é através da utilização de imagens a duas dimensões como é o caso da solução que se apresenta de seguida.

O *Orthoview* é um software dedicado ao planeamento pré-operatório de cirurgias ortopédicas. Suportados na sua vasta biblioteca de ferramentas e próteses os cirurgiões podem projetar uma cirurgia com base em imagens digitais de raio-X. É especialmente usado para a correção de deformidades, osteotomias e para a avaliação óssea.

Tecnicamente, partindo de uma imagem a duas dimensões, permite o conhecimento de relações ósseas, mede distâncias de interesse e permite também simular a aplicação de próteses. Na imagem digital é aplicado um *template* à região de interesse (articulação, coluna vertebral, joelho, etc), sendo necessário ajustar o tamanho e as características de cada componente. O OrthoView possibilita o planeamento completo da cirurgia ao quadril/anca (Figura 5-A) e ao joelho (Figura 5-B), oferecendo aos seus utilizadores um guia detalhado para cada uma delas [24].

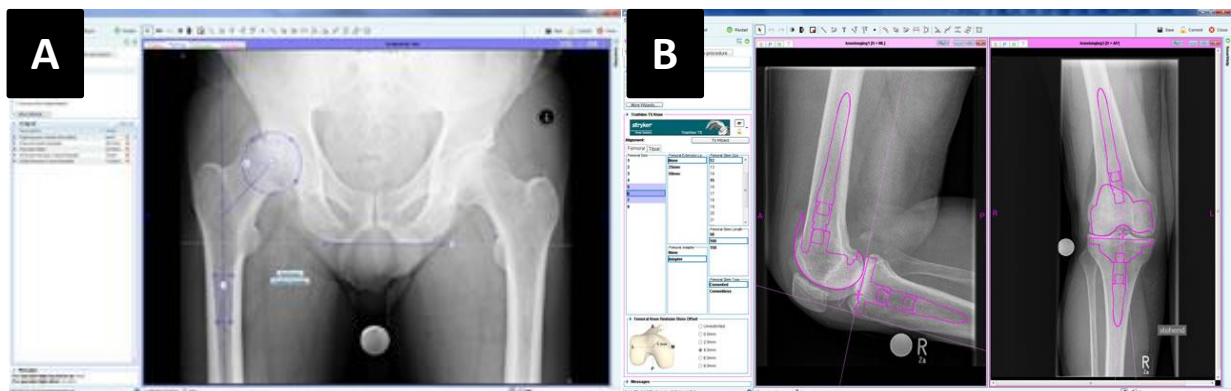


Figura 5 - OrthoView – planeamento da anca (A) e do joelho (B) [24]

O TraumaCAD é um software de planeamento e reconstrução de articulações alternativo ao anteriormente descrito, também direcionado à ortopedia. Providencia ferramentas e *templates* digitais para o planeamento pré-operatório, possibilitando também a avaliação óssea pós-operatória. Proporciona aos cirurgiões um modelo preciso das imagens dos pacientes, sendo possível tirar medidas e simular o aspeto posterior à cirurgia. Este *software* deteta automaticamente as regiões anatómicas de uma imagem médica e oferece ferramentas específicas direcionadas à cirurgia de zonas anatómicas como o joelho, a anca, os pés e tornozelos, a espinha dorsal e os membros superiores. Está também disponível uma versão *mobile* deste *software* [25].



Figura 6 - Planeamento na aplicação TraumaCAD (versão mobile) [25]

O *PeekMed One* permite aos médicos ortopedistas fazerem todo o processo de planeamento da cirurgia. É importada uma TC e é gerado um modelo tridimensional do osso, possibilitando assim a navegação interativa pela anatomia do paciente. Para além de possibilitar o cálculo de medidas e ângulos nos ossos é também possível simular uma cirurgia. Nesta última podem ainda ser adicionados materiais médicos – como parafusos, talas, etc - e possibilitar assim uma vista à posteriori da cirurgia.

É possível também fazer a exportação para formato de impressora 3D [26].

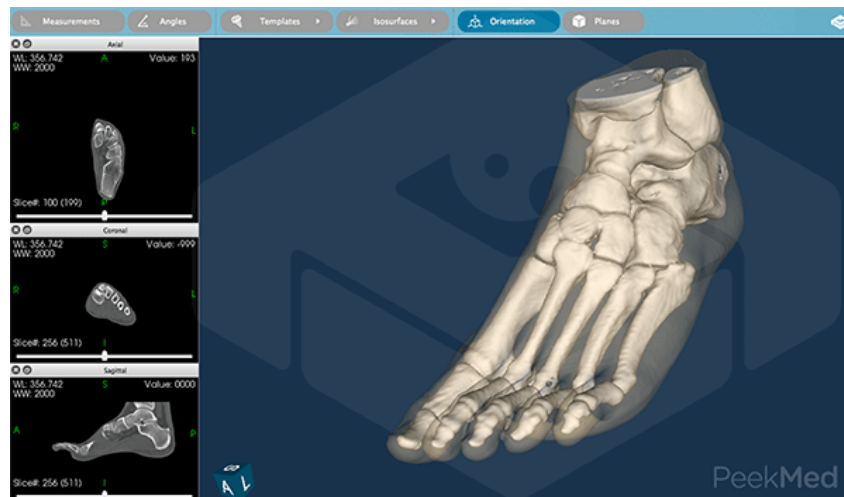


Figura 7 - Planeamento cirúrgico através do software PeekMed One [26]

O 3D *Slicer* é uma plataforma *open source* destinada à área médica. Permite visualização, análise e computação de imagens médicas (incluindo o formato DICOM), possibilitando a segmentação e o volume *rendering*<sup>4</sup>. Cada uma destas ferramentas constitui um módulo do 3D *Slicer*. O utilizador pode criar o seu próprio módulo, suportando 3 tipos: *Command Line Interface (CLI)*, *Loadable Modules* e *Scripted Modules*. CLI's são executáveis independentes com um limite de argumentos de entrada e saída e são tipicamente implementados usando a biblioteca ITK. Os *Loadable Modules* são plug-in's em C++ que definem interfaces gráficas personalizadas, tendo como base as bibliotecas do Qt e as variáveis internas ao *Slicer*. Os *Scripted Modules* são escritos em Python e têm acesso completo ao API: VTK, ITK, Qt, MRML e *Slicer* [27].

Sendo assim, decidiu-se que o *Scripted Module* seria a melhor opção para o desenvolvimento deste projeto.

Existem outros softwares de visionamento de ficheiros do formato DICOM, com reconstrução de imagens 3D, que permitem o processamento de imagem, medição e segmentação, como o *OsiriX*, *3D-Doctor*, e *Materialise Mimics*.

---

<sup>4</sup> *Rendering*: processo de gerar uma imagem a partir de um modelo 2D ou 3D.





### 3. SOLUÇÃO PARA PLANEAMENTO CIRÚRGICO DA TROCLEOPLASTIA

A solução para o planeamento cirúrgico digital da trocleoplastia envolve um conjunto de métodos, partindo da imagem médica – raio-X, ressonância magnética ou tomografia computadorizada - do joelho do paciente até à conceção do corte. Para tal, é desenvolvido uma *script*, constituindo um módulo intitulado “*Trochleoplasty Planning*”, destinado à *framework 3D Slicer*. O presente projeto debruça-se sobre a trocleoplastia de aprofundamento, sendo esta a técnica mais utilizada hoje em dia.

A primeira fase é importar um estudo de um paciente para a base de dados – “*Import DICOM*”. Importada e processada a imagem esta está pronta a ser estudada, iniciando-se o planeamento. O utilizador / médico poderá optar por conhecer algumas relações patelo-femorais ou proceder diretamente para o corte.



Figura 8 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1

Se for desejo do utilizador / médico conhecer as relações patelo-femorais, é disponibilizado o cálculo das medidas da Figura 9.

Para serem calculadas estas relações começa-se por escolher a que se pretende obter. Para cada uma delas terá que ser colocado um conjunto de pontos de referência que são necessários conhecer - por exemplo, a face lateral, a face medial, o sulco troclear, etc – para ser feito o seu cálculo, apresentando-se o resultado de seguida.

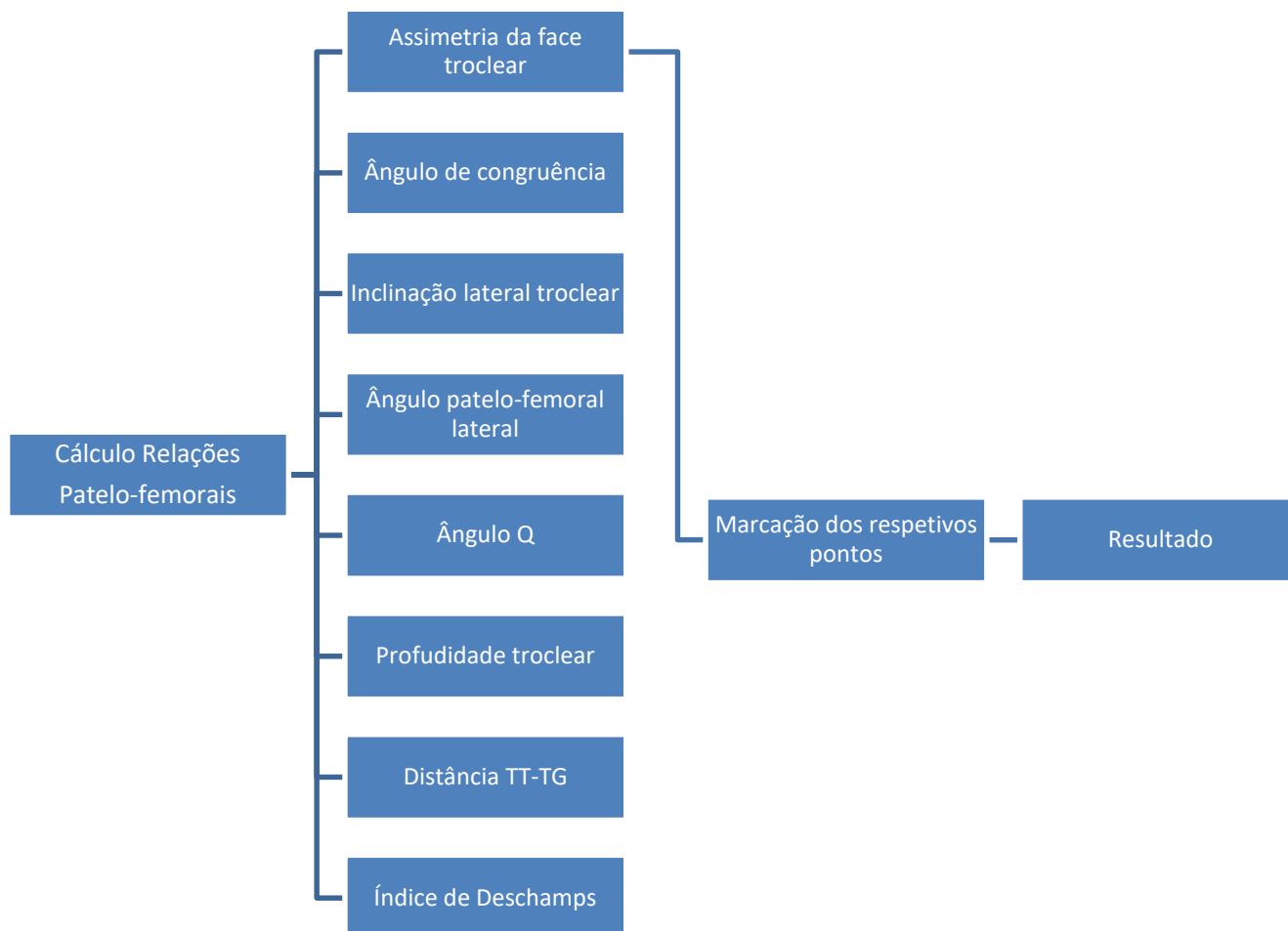


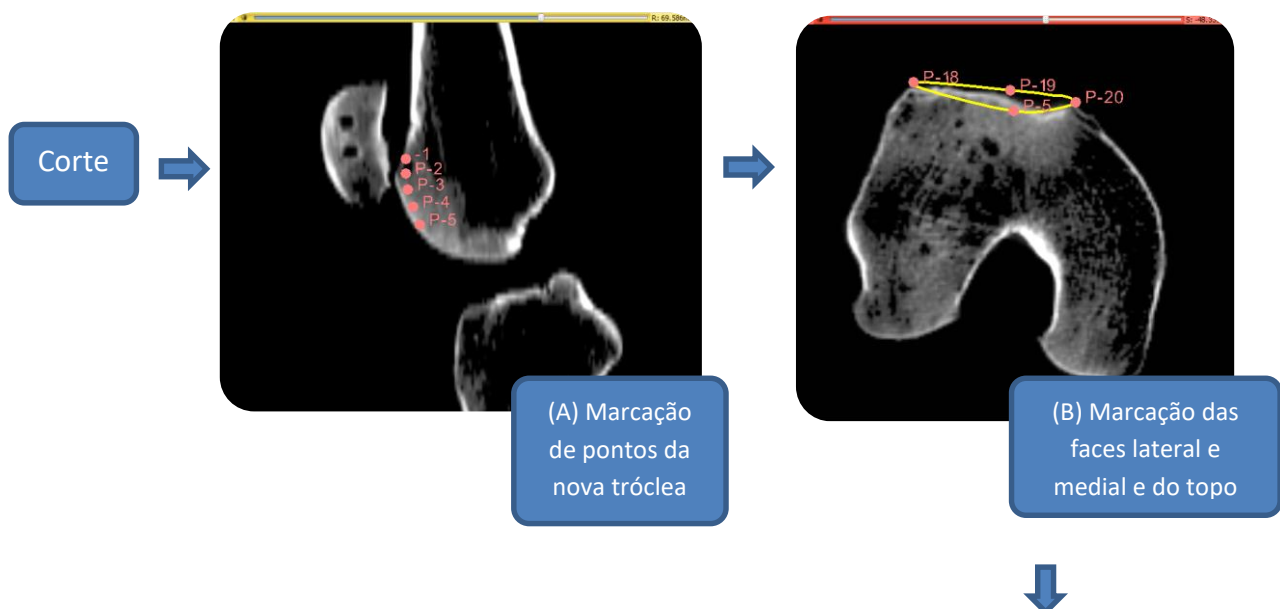
Figura 9 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase2

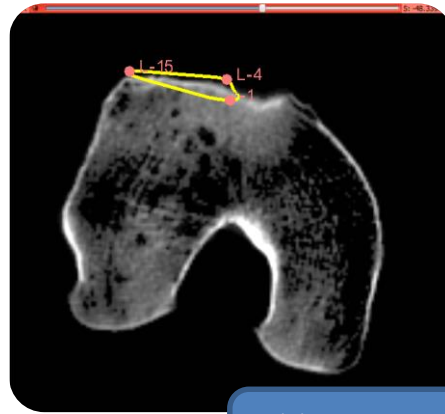
O procedimento para o corte envolve um conjunto de métodos mais complexo. O utilizador / médico começa por marcar os pontos relativos à profundidade troclear pretendida, na vista sagital – “*Place groove points*” - Figura 10 - A. Para cada um desses pontos é apresentado o corte axial respetivo. Aí são marcados mais três pontos: ponto pretendido para a nova face lateral, ponto pretendido para a nova face medial e a profundidade atual da tróclea (topo da tróclea) – “*Place points [lateral, top, medial]*” - Figura 10 - B. É apresentado e ajustado o volume correspondente ao osso anexado à cartilagem. Como na trocleoplastia de aprofundamento este osso é colapsado, formando duas partes correspondentes à face lateral e à face medial respetivamente, optou-se por, nesta fase, colapsar o volume do osso junto à cartilagem, ajustando-o e dividindo-o também em duas partes – “*Adjust points [split]*” - Figura

10 - C. Ajusta-se a nova face lateral e procede-se ao corte - “*Adjust left model [Cut left]*” - Figura 10 - D. Faz-se o mesmo procedimento para a face medial corte - “*Adjust right model [Cut right]*” Figura 10 - E. De seguida, apresenta-se a imagem 3D com os cortes efetuados - “*Create 3D*” - Figura 10 - F. Neste momento o utilizador / médico pode averiguar se a forma da nova tróclea apresentada na imagem 3D é a pretendida. Se ainda não estiver de acordo pode voltar atrás até à fase de marcação dos pontos e ajustar as formas do corte, até que seja obtida a forma pretendida da tróclea.

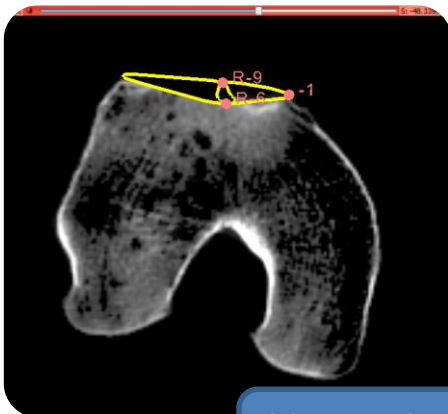
De forma a que os volumes destes cortes possam ser colapsados e colocados no novo sítio, é necessário retirar o osso em excesso sob o osso anexado à cartilagem. Pretende-se então eliminar uma quantidade semelhante a estes volumes. Para tal, utilizam-se os mesmos modelos que foram utilizados para os primeiros cortes, rodando-os para que estes fiquem na posição que vai ser ocupada pelo osso anexado à cartilagem, posteriormente - “*Create removables*” - Figura 10 - G. Procede-se aos cortes retirando a quantidade de osso em excesso - “*Cut removables*” Figura 10 - H.

Uma vez retirado o osso em excesso é criada a imagem 3D com os quatro cortes – “*Create 3D*” - Figura 10 - I -, e o osso anexado à cartilagem pode tomar a sua nova posição, formando assim a nova tróclea – “*Position cartilages*” - Figura 10 - J.





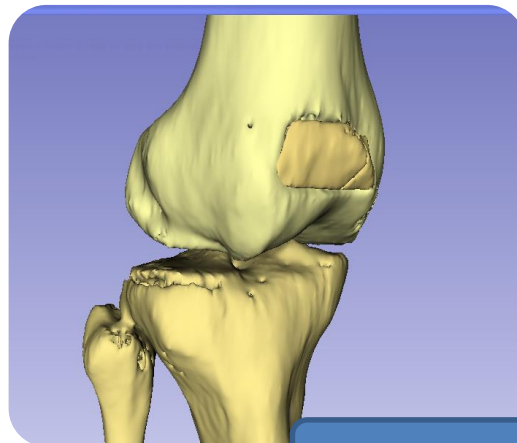
(C) Colapso da cartilagem e ajuste do modelo da face lateral



(D) Corte da face lateral e ajuste do modelo da face medial



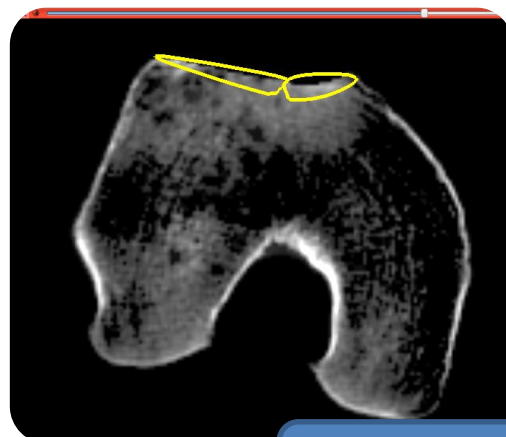
(E) Corte da face medial



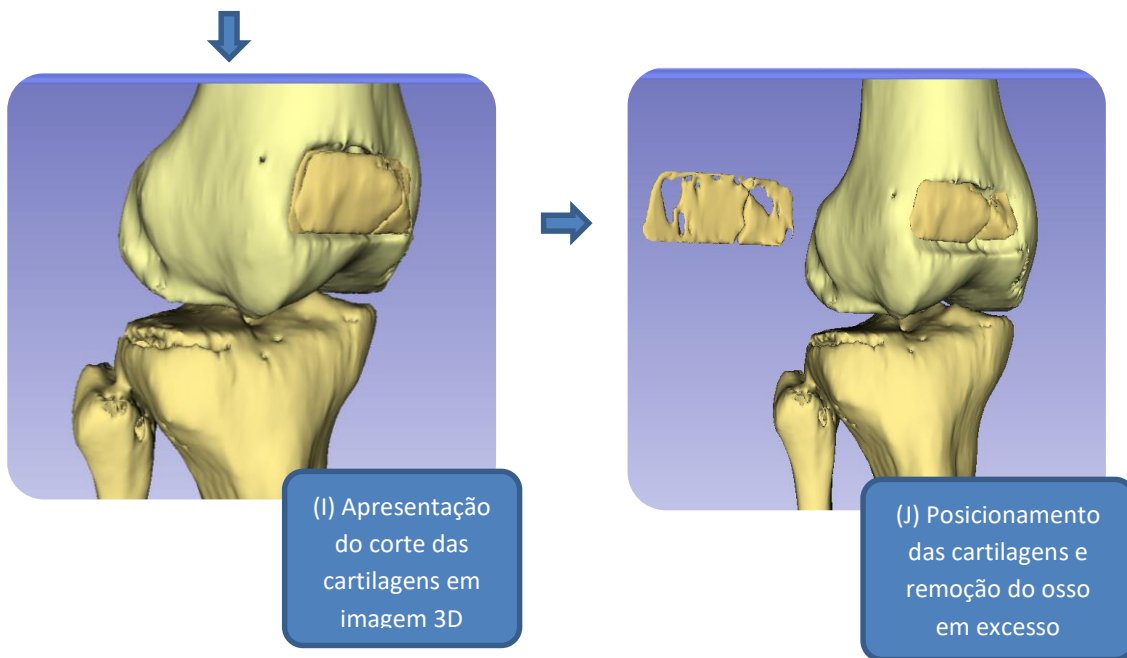
(F) Apresentação do corte em imagem 3D



(H) Corte dos modelos do osso em excesso



(G) Rotação e ajuste dos modelos para cálculo do osso em excesso



*Figura 10 - Solução para planeamento do corte da Trocleoplastia*



## 4. IMPLEMENTAÇÃO DO MÓDULO PARA PLANEAMENTO CIRÚRGICO DA TROCLEOPLASTIA

Neste capítulo explica-se em detalhe a implementação do módulo “*Trochleoplasty Planning*” desenvolvido em Python, destinado à *framework* 3D *Slicer*. Começar-se-á por fazer um enquadramento ao 3D *Slicer*, elucidando as bibliotecas de apoio à implementação deste módulo. Seguindo-se a explicação dos algoritmos de processamento de imagem, de cálculo das relações patelo-femorais, finalizando com a geração da simulação do corte.

### 4.1 Enquadramento ao 3D Slicer

O 3D *Slicer* é uma *framework* de visualização e análise de imagens médicas. Usa a MRML – *Medical Reality Markup Language*. A biblioteca MRML fornece uma API que gere as imagens de tipo de dados médicos (volumes, modelos, transformações, câmaras, etc) e a sua visualização. Dentro da MRML cada tipo de dados é representado por um MRML *node* (nó). A uma coleção de nós dá-se o nome de *MRML Scene* (cena). O modelo de dados MRML do *Slicer* está implementado independentemente da visualização e dos componentes algorítmicos do sistema. Os outros componentes do *Slicer* – lógica e GUI – observam as mudanças na *MRML Scene* e nos nós individuais MRML e processam eventos de alteração desses componentes [28].

#### 4.1.1 MRML Scene e MRML Nodes

A *MRML Scene* gere os nós MRML: adiciona, remove, procura, procura por tipo, etc. Providencia ainda o mecanismo *Undo / Redo*, que restabelece o estado anterior da cena e dos nós individuais [28].

Os nós MRML destinam-se a armazenar o estado da aplicação *Slicer*, tendo parâmetros de dados brutos e de visualização, podendo ser de um dos seguintes tipos:

- *vtkMRMLCameraNode*
- *vtkMRMLClipModelsNode*
- *vtkMRMLSliceCompositeNode*

- *vtkMRMLSliceNode*
- *vtkMRMLColorNode*
- *vtkMRMLTransformNode*
- *vtkMRMLLinearTransformNode*
- *vtkMRMLTransformableNode*
- *vtkMRMLFiducialListNode*
- *vtkMRMLModelNode*
- *vtkMRMLModelDisplayNode*
- *vtkMRMLStorageNode*
- *vtkMRMLModelStorageNode*
- *vtkMRMLVolumeNode*
- *vtkMRMLScalarVolumeNode*
- *vtkMRMLVectorVolumeNode*
- *vtkMRMLTensorVolumeNode*
- *vtkMRMLDiffusionTensorVolumeNode*
- *vtkMRMLDiffusionWeightedVolumeNode*
- *vtkMRMLVolumeDisplayNode*
- *vtkMRMLVectorVolumeDisplayNode*
- *vtkMRMLDiffusionTensorVolumeDisplayNode*
- *vtkMRMLDiffusionWeightedVolumeDisplayNode*
- *vtkMRMLVolumeHeaderlessStorageNode*
- *vtkMRMLVolumeArchetypeStorageNode*

Os nós MRML estão organizados em classes hierárquicas em C++, derivando todos da classe *vtkMRMLNode* [28] - Figura 11.

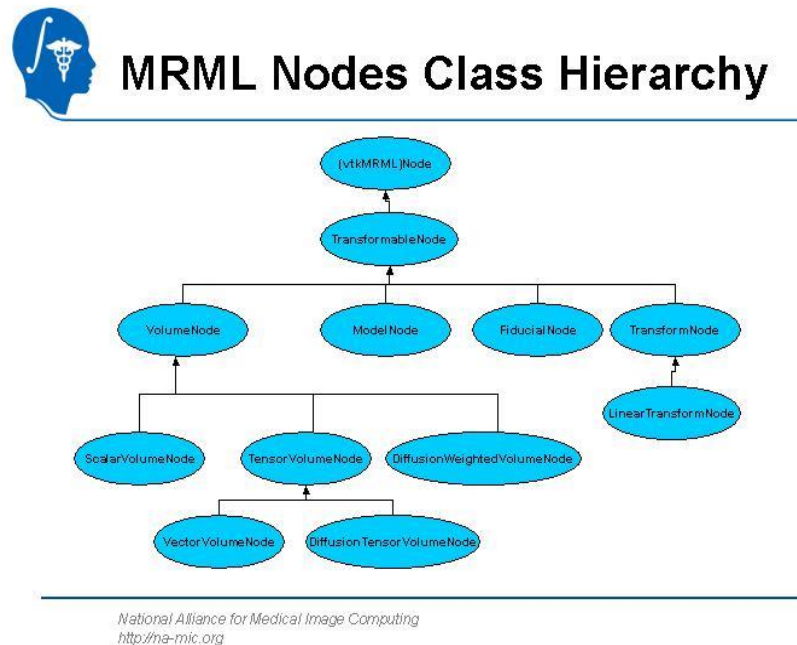


Figura 11 - Hierarquia da classe dos nós MRML



Todos os nós MRML têm implementada uma API com atributos de leitura, de escrita, de cópia, etc. Ao longo deste capítulo serão mencionadas subclasses das acima citadas.

#### 4.1.2 Eventos MRML e Observadores

As mudanças na cena MRML e nos nós individuais propagam-se para outros nós e objetos GUI através de eventos e de mecanismos de observação – observadores.

O processo passa, primeiramente por adicionar um observador à cena ou a um nó individual através de métodos como o *AddObserver[Event]*. Esse observador ficará alerta para quando ocorra um certo evento (ou um conjunto de eventos) como, por exemplo, o *NodeAdded* (nó adicionado) ou o *NodeModified* (nó alterado) [28].

A cada evento está associada uma função de retorno – função *callback*., querendo isto dizer que quando ocorre um evento, esta função é invocada automaticamente.

#### 4.1.3 Bibliotecas

De forma a ter acesso a todos os métodos necessários à implementação do módulo “*Trochleoplasty Planning*” é necessário adicionar à *script* as seguintes bibliotecas:

- NumPy – operações matemáticas típicas (adição, subtração, multiplicação, etc) e trigonométricas, bem como operações com vetores e matrizes de N dimensões [29];
- VTK – *Visualization ToolKit* – computação gráfica 3D, processamento e visualização de imagem [30];
- CTK – *Common ToolKit* - computação de imagens biomédicas [31];
- Qt – desenvolvimento de interfaces gráficas [32];
- *Slicer* – acesso aos outros módulos já incluídos e às suas variáveis internas [27].

#### 4.1.4 Vistas e sistemas de coordenadas

O *Slicer* possui 4 vistas principais para a visualização dos estudos importados:

Tabela 3 - Vistas do 3D Slicer

Vista	Cor
Axial	Vermelho
Sagital	Amarelo
Coronal	Verde
3D	Azul

Em cada uma delas é possível observar a intersecção com as outras vistas, através das linhas com a cor correspondente.

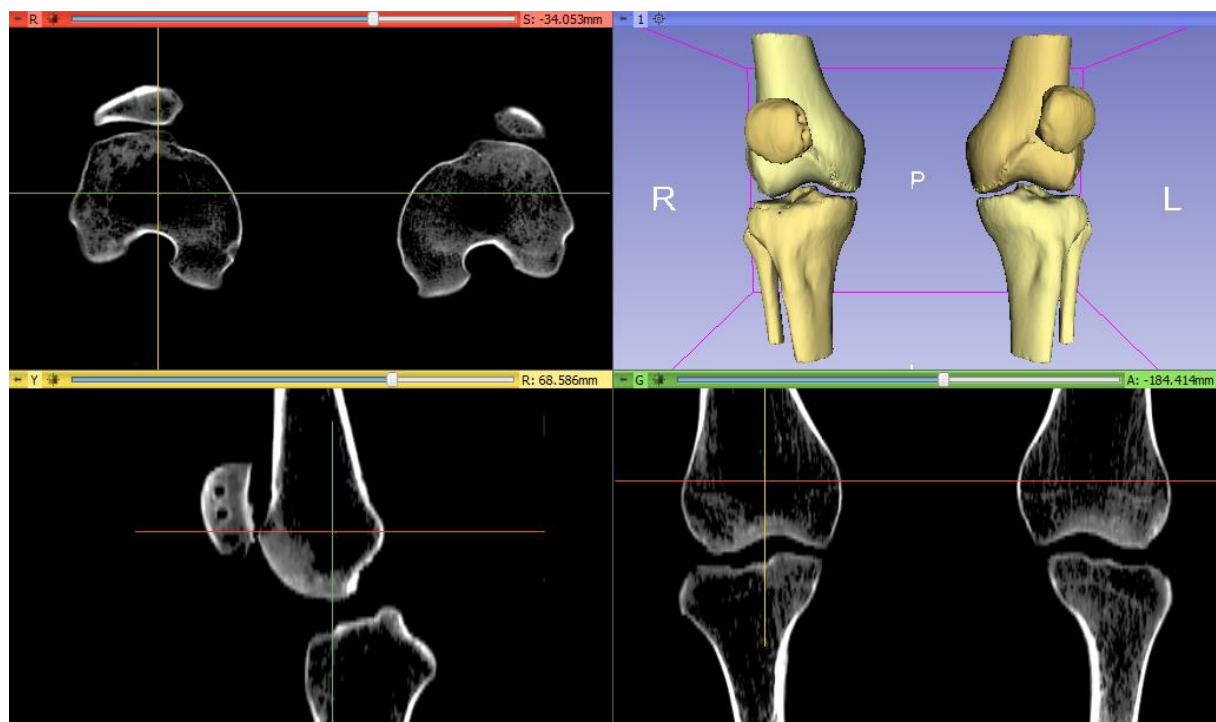


Figura 12 - Vistas do 3D Slicer

Um dos fatores importantes ao lidar com imagens médicas e aplicações são as diferenças entre os sistemas de coordenadas. Existem três sistemas de coordenadas usados em aplicações de

imagem: o sistema de coordenadas mundial, o anatómico e o de imagens. Cada um deles representa os dados de maneira diferente.

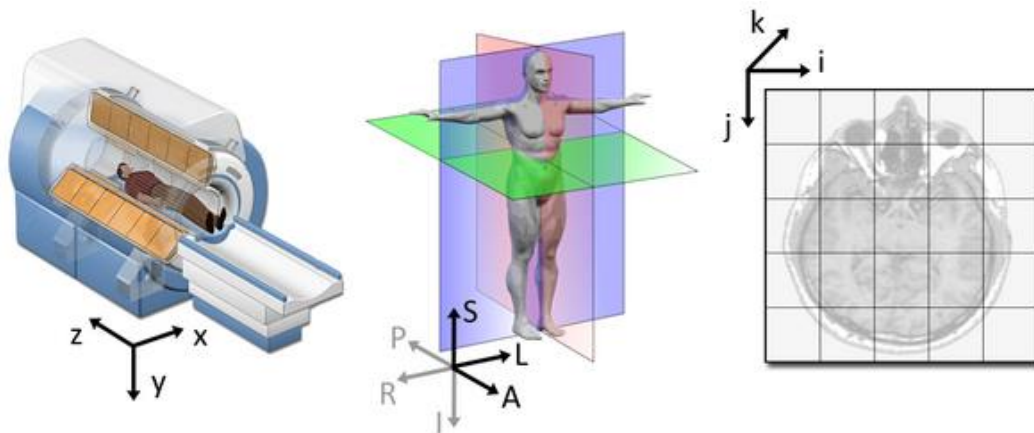


Figura 13 - Sistema de coordenadas mundial, anatómico, e de imagens [33]

De acordo, com a Figura 13, o sistema de coordenadas anatómico poderá ser LPS (*Left, Posterior, Superior*) ou RAS (*Right, Anterior, Superior*), sendo este último o utilizado no *Slicer* [33]. Tendo os corpos humanos da figura como referência, facilmente se identifica que ao eixo X corresponde o eixo R, ao eixo Y corresponde o eixo A e ao eixo Z corresponde o eixo S. É possível ainda identificar que no eixo X navega-se numa vista sagital do humano, no eixo Y percorre-se a vista coronal, e através do eixo Z movimenta-se a vista axial.

## 4.2 Processamento da imagem médica

O ponto de partida para da geração da simulação do corte é imagem médica.

O primeiro passo implementado corresponde ao método que importa um ficheiro DICOM, ou seja, o estudo sobre o paciente desejado – Fase 1. Para tal é conectado um botão – do tipo *QPushButton* - ao módulo “DICOM” já presente no *Slicer* [34]. Este acesso ao módulo é programado. Quando o

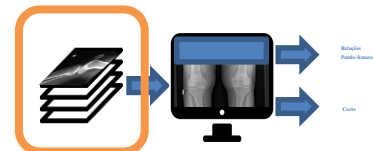


Figura 14 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1.1

botão é clicado é aberta uma janela com os estudos (previamente adicionados à base de dados do *Slicer*) de cada um dos pacientes – “*Import DICOM*”. A navegação poderá ser feita com base no nome, ID ou data de nascimento do paciente. Através da janela é possível obter algumas informações sobre o estudo a seleccionar, bem como a sua descrição – “TA-TG”, “Com Contração do Joelho”, “Índice de Caton Esquerdo”, etc - e de que tipo de imagem médica se

trata – ressonância magnética, “MR”; tomografia computadorizada, “CT”; ou raio-X, “CR” –  
 Figura 15. O utilizador deverá seleccionar o paciente, o estudo pretendido e clicar em “Load”.

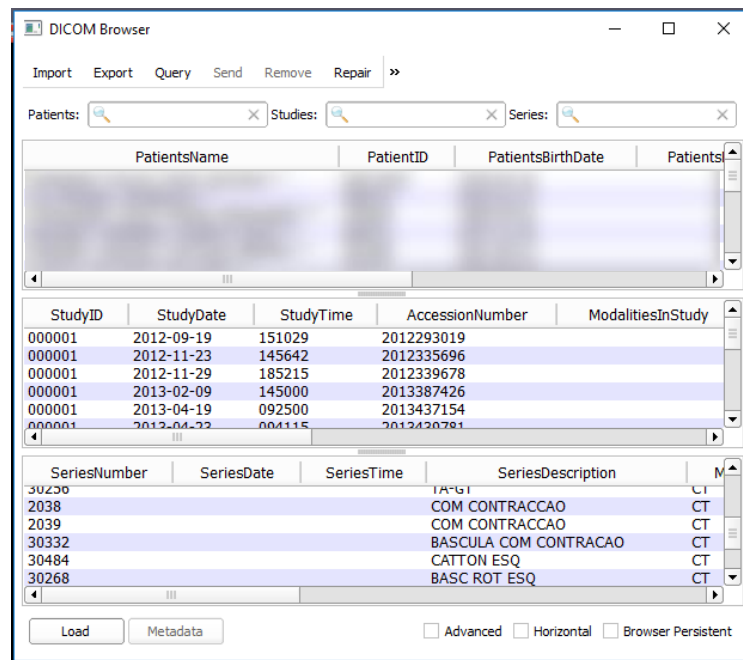


Figura 15 - Janela de importação do DICOM

Quando um novo estudo é importado, é mostrada a imagem 2D – no caso de ter sido importado um Raio-X ou um TC 2D – ou a imagem 3D – quando é importado um TAC 3D ou uma RM. Se tiver sido importado um raio-X ou uma TC 2D não é necessário processamento, por se tratar apenas de uma imagem

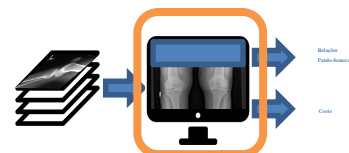


Figura 16 - Solução para planeamento da trocleoplastia - fase1.2

2D. Se for carregada uma ressonância magnética ou uma tomografia computadorizada é necessário fazer um processamento inicial de modo a formar o volume 3D. Esta imagem 3D, na verdade, o “render” de várias imagens 2D sequenciais, adquiridas num padrão regular (de 1mm em 1 mm, por exemplo) gerando uma grelha volumétrica e criando um único volume do tipo *vtkMRMLScalarVolumeNode*. Um volume escalar é composto por um vetor de dados 3D, navegável através de um sistema de coordenadas com as mesmas dimensões. Cada ponto de dados é especificado por um vetor de coordenadas x,y,z [35].

Tratando-se de uma única imagem 3D, os ossos que são facilmente identificados não poderão ser movidos separadamente nem tratados de forma independente. Para uma melhor observação da anatomia de cada um dos ossos, esta foi uma importante tarefa a implementar.

Começou por se adicionar um observador à cena *MRMLScene*, associado ao evento “*NodeAddedEvent*” (nó adicionado). Quando é importado um novo estudo de um paciente, à

*MRMLScene* é adicionado um nó do tipo “*vtkMRMLScalarVolumeNode*”. Neste momento, o evento “dispara” e na função de retorno (função *callback*) é feito um processamento inicial da imagem.

Primeiramente procedeu-se à aplicação de um algoritmo de *threshold*<sup>5</sup> de remoção disponível no módulo “*Threshold Scalar Volume*”, presente no *Slicer* [36]. Este elimina todos os tecidos moles da imagem TAC que até então eram visíveis, permanecendo apenas os volumes correspondentes aos ossos. O acesso este módulo está implementado na *script*. O *threshold* de remoção foi aplicado às densidades 148 a 2150, ou seja, todos os valores não pertencentes a este intervalo foram definidos como 0.

Os resultados inicial e final apresentam-se na figura seguinte.

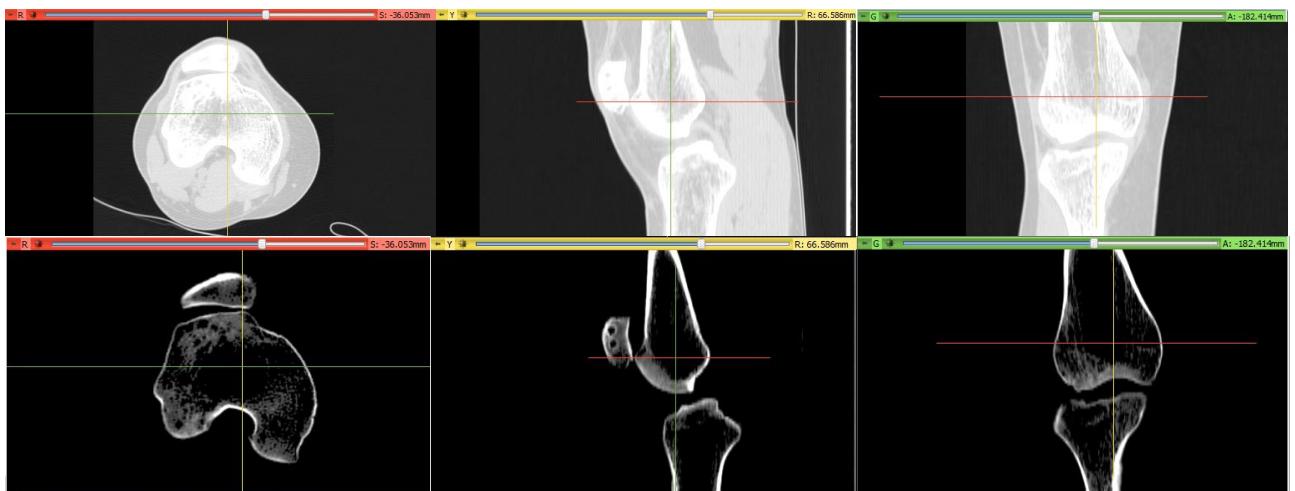


Figura 17 - Resultado do algoritmo de *threshold* de remoção

Nesta fase, os volumes ainda não estão separados, apenas foram removidos os tecidos moles. É necessário agora identificar as zonas da imagem que têm ossos. Para o passo seguinte existiam três soluções: os módulos “*Robust Statistics Segmenter*” e “*Simple Region Growing Segmentation*” e o efeito *ThresholdEffect* do módulo “*Editor*”, presentes no *Slicer*.

O módulo “*Robust Statistics Segmenter*” apresenta bons resultados, no entanto tinha que ser usado o método tentativa-erro para os parâmetros de entrada. Os parâmetros de entrada deste módulo são o valor aproximado do volume de saída, a homogeneidade da intensidade da imagem e a suavidade dos limites da segmentação, isto é, se a segmentação vai ser mais ou menos arredondada. Depressa se conclui que estes variam muito com a imagem de entrada, e

---

<sup>5</sup> *Threshold* – nível ou ponto a partir do qual um evento acontece, tem efeito, ou torna-se verdade

por isso tinham que ser introduzidos manualmente. Na imagem seria necessário ainda pintar nas três vistas de modo a identificar o volume a segmentar [37]. Como o objetivo pretendido passaria por um processamento automático da imagem esta hipótese foi descartada.

Testou-se de seguida o módulo “*Simple Region Growing Segmentation*”. Os parâmetros para este módulo são em tudo semelhantes aos do anterior, no entanto este apresenta resultados menos satisfatórios. O número de iterações para a suavização, o número de desvios à intensidade dada a incluir no modelo e o tamanho do raio da vizinhança a incluir no modelo são os principais critérios de entrada para este módulo. Estas intensidades seriam dadas a partir das sementes (*seeds*), isto é, *fiducial markers*<sup>6</sup>, que teriam que ser colocadas sobre a imagem no início [38]. À semelhança do módulo anterior estes são parâmetros que dependem muito da imagem de entrada, teriam que ser introduzidos manualmente, e, portanto, esta solução também foi descartada. De salientar ainda que, para estes dois módulos, o processo teria que ser repetido para cada osso, pois só retornam um volume de saída.

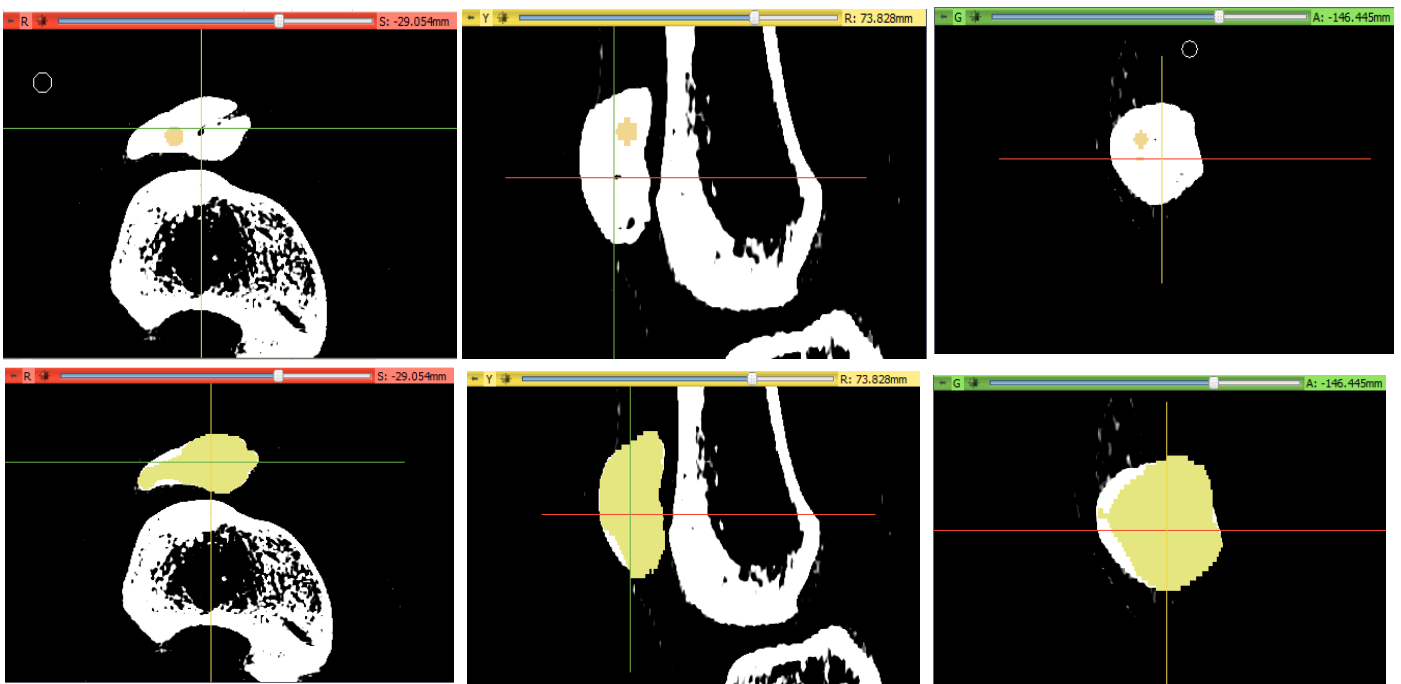


Figura 18 - Input e output do módulo “*Robust Statistics Segmenter*”

Na Figura 18 são mostrados os melhores resultados obtidos com o módulo “*Robust Statistics Segmenter*” na tentativa de segmentação da patela. Em cima apresenta-se a entrada – pontos pintados - para as três vistas, e em baixo a segmentação obtida.

---

<sup>6</sup> *Fiducial marker* – objeto colocado no campo de visão de um sistema de imagens usado como ponto de referência ou para medidas [49]

Para uma tentativa de segmentação da patela, para o módulo “*Simple Region Growing Segmentation*” obtiveram-se os resultados da Figura 19. Em cima apresenta-se a entrada – *fiducial markers* – para as três vistas, e em baixo a segmentação obtida.

Poderiam ser conseguidas melhores segmentações se os parâmetros introduzidos forem exatamente os corretos para o osso a segmentar, no entanto, os resultados pretendidos serão sempre inferiores aos obtidos pelo método que será explicado de seguida.

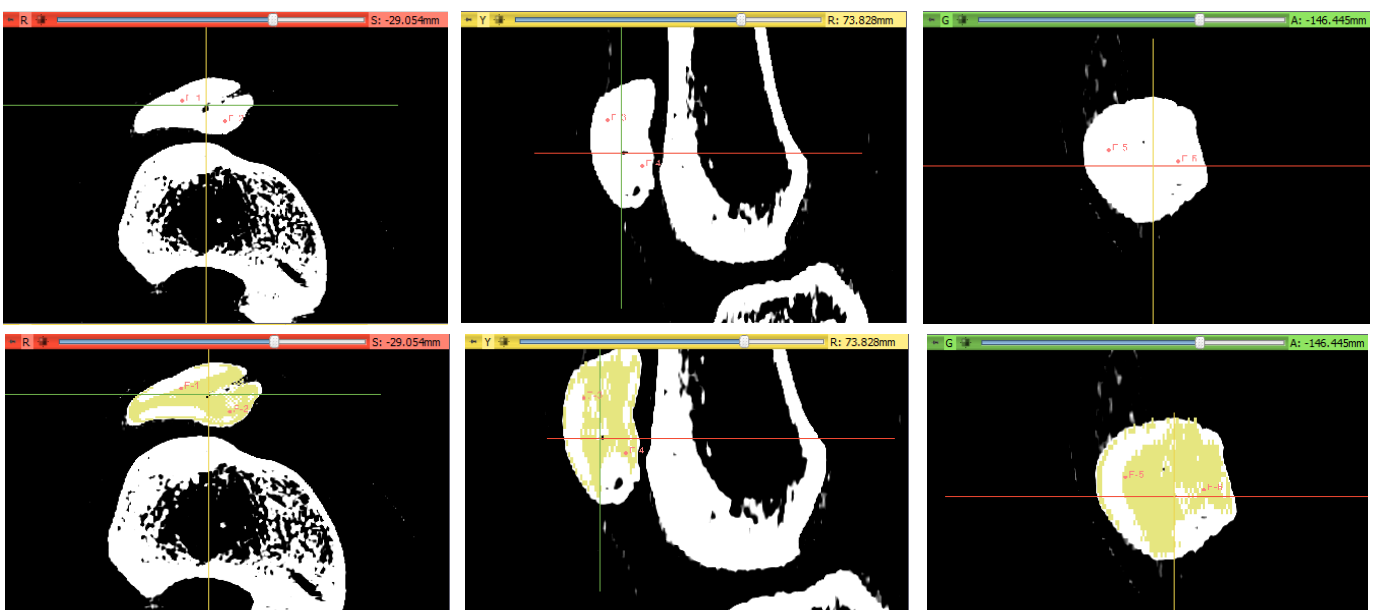


Figura 19 - Input e output do módulo “*Simple Region Growing Segmentation*”

Prosseguiu-se então para o efeito de *threshold* – *ThresholdEffect* - , desta vez de pintura, disponível no módulo “*Editor*” presente no *Slicer* [39][40]. Isto significa que para um determinado intervalo de densidades, o volume é pintado com uma certa cor. Este volume correspondente à pintura, tendo o nome “*Label Map*” – do tipo *vtkMRMLLabelMapVolumeNode* – pertencente à *vtkMRMLScalarVolumeNode*. Se o primeiro algoritmo de *threshold* não tivesse sido aplicado às densidades, para o *threshold* de pintura, tanto os tecidos moles como os ossos iriam estar na mesma região de intensidades, o que faria com que ficassem pintados todos da mesma forma.

Para este método o único parâmetro de entrada é o intervalo de densidades ao qual vai ser aplicado o *threshold*, podendo este ser definido automaticamente na *script*. O *threshold* de pintura foi usado nas densidades 148 a 2150, coincidindo com as que tinham sido impregnadas

num primeiro *threshold* de remoção, para certificar que são pintadas as zonas pretendidas. O resultado do *threshold* de pintura é mostrado na Figura 20.



Figura 20 - Resultado do *threshold* de pintura

Neste momento o resultado é um único volume 3D de pintura de uma única cor. O próximo passo do algoritmo passa por atribuir diferentes cores a cada um dos ossos para que possam ser identificados separadamente. Com este intuito recorreu-se novamente ao módulo “*Editor*” presente no *Slicer* e utilizou-se o efeito *Identify Island – IslandEffect* [39][41]. Este identifica cada uma das secções de pintura independentes (ilha - *Island*) presentes na *Label Map* maior, identificando apenas as que possuam um volume mínimo pré-definido –  $2000\text{mm}^3$ . De seguida a cada uma das ilhas é atribuída uma cor diferente.

Como se vê pela Figura 21, apesar de muito semelhantes, as cores atribuídas a cada um dos ossos são distintas.

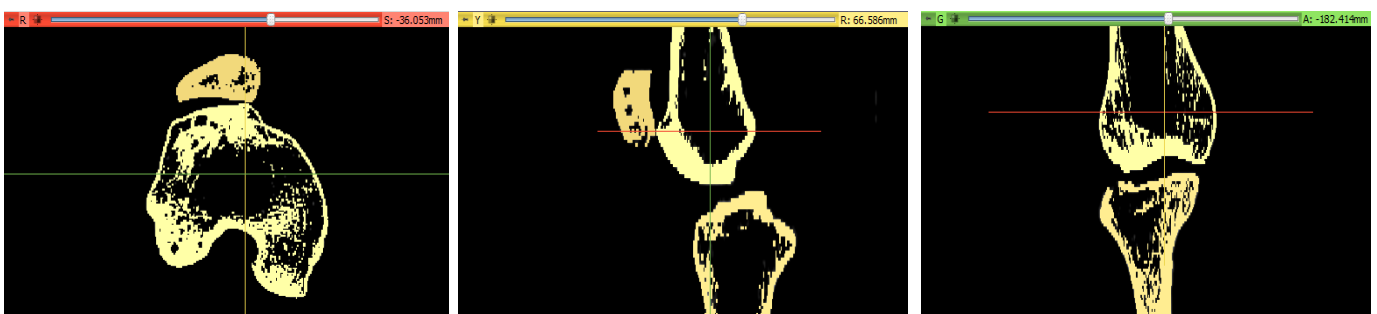


Figura 21 - Resultado do efeito *IslandEffect*

Apesar de serem díspares, estas cores dos ossos ainda pertencem a uma única variável *Label Map*. Sendo assim, tendo os volumes pintados é necessário proceder à criação de modelos, *Model* – do tipo *vtkMRMLModelNode*. Neste passo “solidifica-se” a pintura para que os modelos possam ser movidos separadamente e tratados de forma independente. Através da *script* acede-se ao módulo “*Model Maker*” já incluído no *Slicer*. Este cria cada um dos modelos



das diferentes cores, obtendo-se o resultado que se observa na imagem 3D da Figura 22, à direita. Os modelos já podem ser tratados de forma independente através de transformações, que serão descritas posteriormente, no subcapítulo 4.5. À esquerda apresenta-se o volume único para comparação. Os modelos que resultam do algoritmo supramencionado reduzem ligeiramente a qualidade da imagem 3D, no entanto este é necessário para que os ossos possam ser tratados de forma independente. Contudo, há parâmetros como o *Smooth*, o *Filter Type* e o *Decimate* que podem ser ajustados de forma a obter-se uma imagem 3D dos ossos mais realista. O *Smooth* define o número de iterações; o *Filter Type* especifica o tipo de filtro aplicado aos modelos, podendo ser *Sinc* ou *Laplacian*; a percentagem de remoção do número de polígonos é discriminada no *Decimate* [42].

Uma das vantagens do algoritmo aplicado é o facto de poderem ser retirados volumes que não interessam, como os traçados que se observam entre os dois joelhos ou as duas placas que se situam por trás dos mesmos, na Figura 22 à esquerda. Estas placas representam a superfície onde está deitado o paciente aquando da realização da TC.

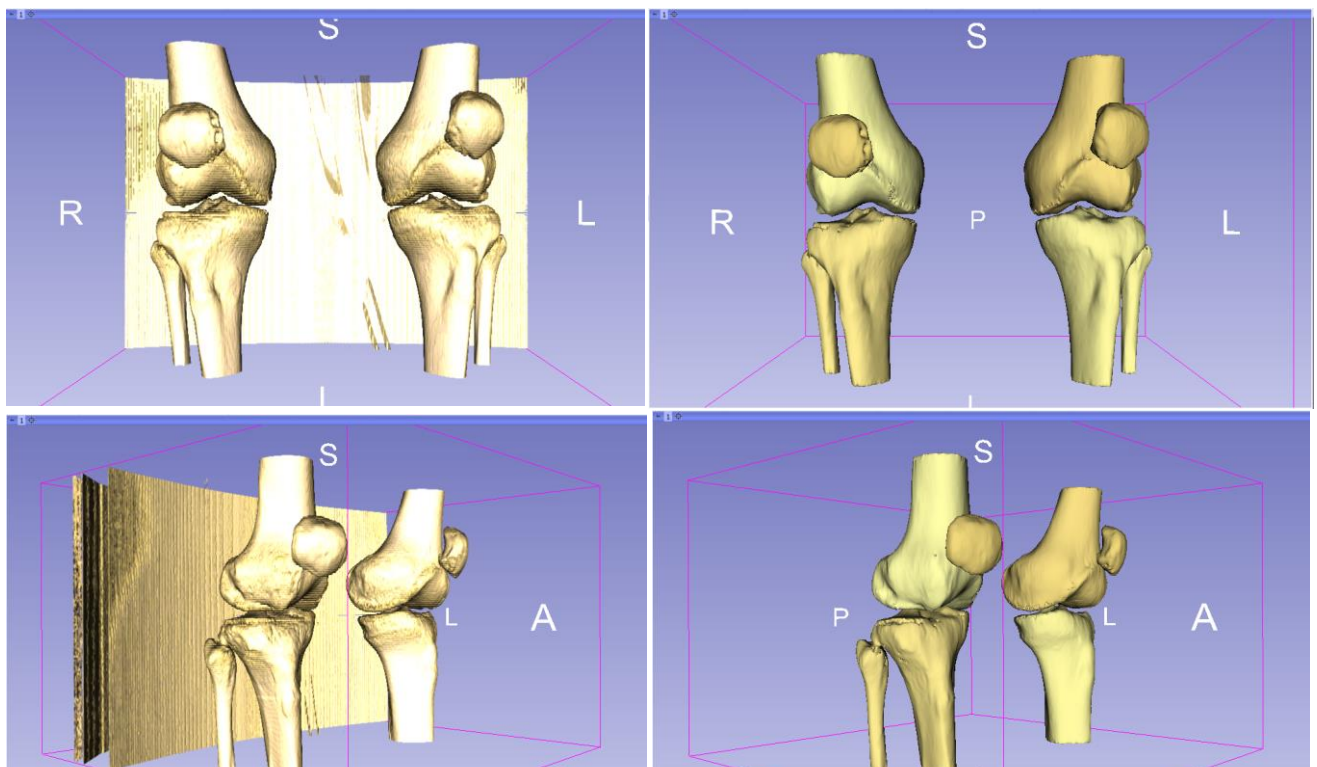


Figura 22 - À esquerda o volume único 3D, à direita o conjunto de volumes 3D

Separados os diferentes ossos em volumes independentes, resta agora nomeá-los (em termos de *software*) para serem facilmente identificáveis. Para atribuir nomes aos modelos pensou-se inicialmente que através de um algoritmo de comparação, ou da transformada de *Hough*, se

obteriam bons resultados. Este consistia em ter uma base de dados com cada um dos objetos e as respectivas características, que quando comparadas com as do estudo importado pelo utilizador / médico devolviam uma percentagem de correspondência. Este seria um método eficaz e preciso, no entanto rapidamente se concluiu que era de difícil e morosa implementação. Pensou-se então que para a solução podia ser usado o volume dos modelos de cada um dos ossos, uma vez que  $\text{Volume}(\text{fémur}) \gg^7 \text{Volume}(\text{tibia}) \gg \text{Volume}(\text{patela})$ .

Sendo assim, se o volume do osso estiver compreendido num certo intervalo de valores é atribuído o nome em conformidade. Se a grandeza estiver compreendida entre  $a$  e  $b$ , é atribuído o nome “patella” (sendo  $a$  e  $b$  respetivamente os volumes mínimo e máximo definidos para a patela); se o valor estiver compreendido entre  $c$  e  $d$ , é atribuído o nome “tibia” (sendo  $c$  e  $d$  respetivamente os volumes mínimo e máximo definidos para a tibia); se a medida estiver compreendida entre  $e$  e  $f$ , é atribuído o nome “femur” (sendo  $e$  e  $f$  respetivamente os volumes mínimo e máximo definidos para o fémur).

### 4.3 Relações matemáticas para cálculo de medidas através do *software* desenvolvido

Através da Tabela 1 e da Tabela 2 presentes no capítulo 2, rapidamente se observa que as relações patelo-femorais podem ser conhecidas através de expressões matemáticas. Neste subcapítulo são descritas as relações anatómicas por meio de equações matemáticas. As medições patelo-femorais implementadas foram:

- Assimetria da face troclear (TFA)
- Ângulo de congruência (CA)
- Inclinação lateral da tróclea (LTI)
- Ângulo patelo-femoral lateral (LPA)
- Ângulo Q (Q)
- Profundidade troclear (TD)
- Distância TT-TG (TT-TG)
- Lateralização da patela (PL)

---

<sup>7</sup> >> : muito maior que

- Índice de Deschamps (Des)

De forma a ser calculada uma relação patelo-femoral é necessário conhecer algumas referências anatómicas essenciais – como as faces lateral e medial, o sulco troclear, os côndilos femorais, etc – para cada uma delas. Para cada um dos conjuntos de pontos – TFA, CA, LTI, LPA, Q, TD, TT-TG, PL, Des – foi gerado um botão, do tipo *QPushButton*. A cada um dos botões está associada a criação de um *fiducial marker*, do tipo *vtkMRMLMarkupsFiducialNode*, pertencente à *vtkMRMLModelDisplayNode*. Clicando no botão e posteriormente sobre a imagem o *fiducial marker* fica posicionado no sistema de coordenadas. Tal é possível porque, como anteriormente referido, a imagem está inserida no sistema de coordenadas do *Slicer*. Quando todos os *fiducial markers* estão posicionados é calculada a relação patelo-femoral de acordo com as expressões matemáticas descritas nos subcapítulos seguintes.

Para as ilustrações dos subcapítulos seguintes considere a cor amarela as distâncias, a cor verde os declives, a cor azul os ângulos e a cor laranja os nomes das retas.

#### 4.3.1 Assimetria da face troclear – *Trochlear Facet Asymmetry (TFA)*

Tabela 4 - Pontos de referência da assimetria da face troclear

TFA	Nome	Ilustração
1	Face lateral	
2	Sulco troclear	
3	Face medial	

$$d_1 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

$$d_2 = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2}$$

$$\%_a = \frac{d_2}{d_1} 100$$

Onde

$d_1$  é a distância entre os pontos TFA1 e TFA2, ou seja, o comprimento da face lateral

$d_2$  é a distância entre os pontos TFA2 e TFA3, ou seja, o comprimento da face medial

$\%_a$  é a percentagem de assimetria

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

#### 4.3.2 Ângulo de congruência – *Congruence Angle (CA)*

Tabela 5 - Pontos de referência do ângulo de congruência

CA	Nome	Ilustração
1	Face lateral	
2	Sulco troclear	
3	Face medial	
4	Base da patela	

$$m_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$m_2 = \frac{y_2 - y_3}{x_2 - x_3}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 * m_2} \right|$$

$$m_3 = \frac{y_4 - y_2}{x_4 - x_2}$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left| \frac{m_2 - m_3}{1 + m_2 * m_3} \right|$$

$$\theta_3 = \frac{\theta_1}{2}$$

$$\theta_4 = \theta_1 - \theta_2 - \theta_3$$

Onde

$m_1$  é o declive da face lateral

$m_2$  é o declive da face medial

$m_3$  é o declive entre a patela e o sulco troclear

$\theta_1$  é o ângulo do sulco troclear

$\theta_2$  é o ângulo entre a patela e a face medial

$\theta_3$  é metade do ângulo do sulco troclear

$\theta_4$  é o ângulo de congruência

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

### 4.3.3 Inclinação lateral troclear – *Lateral Trochlear Inclination (LTI)*

Tabela 6 - Pontos de referência da inclinação lateral troclear

LTI	Nome	Ilustração
1	Côndilo lateral	
2	Côndilo medial	
3	Face lateral	
4	Sulco troclear	

$$m_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$m_2 = \frac{y_4 - y_3}{x_4 - x_3}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 * m_2} \right|$$

Onde

$m_1$  é o declive entre os côndilos lateral e medial

$m_2$  é o declive da face lateral

$\theta_1$  é o ângulo entre a face lateral e os côndilos

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

#### 4.3.4 Ângulo patelo-femoral lateral – *Lateral patelofemoral angle (LPA)*

Tabela 7 - Pontos de referência do ângulo patelo-femoral lateral

LPA	Nome	Ilustração
1	Face medial	
2	Face lateral	
3	Base da patela	
4	Face lateral patelar	

$$m_1 = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}$$

$$m_2 = \frac{y_3 - y_4}{x_3 - x_4}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 * m_2} \right|$$

Onde

$m_1$  é o declive entre as faces lateral e medial

$m_2$  é o declive da face lateral

$\theta_1$  é o ângulo patelo-femoral

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respetivos pontos

### 4.3.5 Ângulo Q (Q)

Tabela 8 - Pontos de referência do ângulo Q

TD	Nome	Ilustração
1	Tuberosidade tibial	
2	Centro do joelho	
3	Espinha ilíaca antero-superior (fêmur)	

$$m_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$m_2 = \frac{y_2 - y_3}{x_2 - x_3}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 * m_2} \right|$$



Onde

$m_1$  é o declive entre a tuberosidade tibial e o centro do joelho

$m_2$  é o declive entre o fêmur e o centro do joelho

$\theta_1$  é o ângulo Q

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

#### 4.3.6 Profundidade troclear – Trochlear depth (TD)

Tabela 9 - Pontos de referência da profundidade troclear

TD	Nome	Ilustração
1	Face lateral	
2	Sulco troclear	
3	Face medial	

$$m_1 = \frac{y_4 - y_3}{x_4 - x_3}$$

$$m_2 = \frac{-1}{m_1}$$

$$b_1 = -m_1 * x_2 + y_2$$

$$b_2 = -m_2 * x_2 + y_2$$

$$b_3 = -m_1 * x_1 + y_1$$

$$x_{p1} = \frac{b_2 - b_1}{m_1 - m_2}$$

$$y_{p1} = m_2 * x_{p1} + b_3$$

$$x_{p2} = \frac{b_2 - b_3}{m_1 - m_2}$$

$$y_{p2} = m_2 * x_{p2} + b_2$$

$$d_1 = \sqrt{(x_{p2} - x_{p1})^2 + (y_{p2} - y_{p1})^2}$$

Onde

$m_1$  é o declive entre os cõndilos lateral e medial

$m_2$  é o declive perpendicular ao declive  $m_1$

$b_1$  é o valor da coordenada y da reta D, que passa no ponto D2

$b_2$  é o valor da coordenada y da reta B, que passa no ponto D2

$b_3$  é o valor da coordenada y da reta C, que passa no ponto D1

$x_{p1}$  é a coordenada x do ponto de interseção das retas B e D

$y_{p1}$  é a coordenada y do ponto de interseção das retas B e D

$x_{p2}$  é a coordenada x do ponto de interseção das retas B e C

$y_{p2}$  é a coordenada y do ponto de interseção das retas B e C

$d_1$  é a profundidade troclear

x e y são as coordenadas dos respectivos pontos

#### 4.3.7 Distância TT-TG – Tibial tubercle – Trochlear Groove distance (TT-TG)

Tabela 10 - Pontos de referência da distância TT-TG

TTTG	Nome	Ilustração
1	Côndilo lateral	
2	Côndilo medial	
3	Tubérculo tibial	
4	Sulco troclear	

$$m_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

$$m_2 = \frac{-1}{m_1}$$

$$b_1 = -m_1 * x_1 + y_1$$

$$b_2 = -m_2 * x_3 + y_3$$

$$b_3 = -m_2 * x_4 + y_4$$

$$x_{p1} = \frac{b_2 - b_1}{m_1 - m_2}$$

$$y_{p1} = m_2 * x_{p1} + b_2$$

$$x_{p2} = \frac{3 - b_1}{m_1 - m_3}$$

$$y_{p2} = m_3 * x_{p2} + b_3$$

$$d_1 = \sqrt{(x_{p1} - x_{p2})^2 + (y_{p1} - y_{p2})^2}$$

Onde

$m_1$  é o declive entre os c ndilos lateral e medial

$m_2$    o declive perpendicular ao declive  $m_1$

$b_1$  é o valor da coordenada  $y$  da reta A

$b_2$  é o valor da coordenada  $y$  da reta B, que passa no ponto TTTG3

$b_3$  é o valor da coordenada  $y$  da reta C, que passa no ponto TTTG4

$x_{p1}$  é a coordenada  $x$  do ponto de interseção das retas A e B

$y_{p1}$  é a coordenada  $y$  do ponto de interseção das retas A e B

$x_{p2}$  é a coordenada  $x$  do ponto de interseção das retas A e C


$y_{p2}$  é a coordenada  $y$  do ponto de interseção das retas A e C

$d_1$    a distância TT-TG

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

#### 4.3.8 Lateralização da patela – Patella lateralization (PL)

Tabela 11 - Pontos de referência da lateralização da patela

PL	Nome	Ilustração
1	Face lateral	
2	Patela lateral	

$$d_1 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

Onde

$d_1$  é a distância entre os pontos PL1 e PL2, simbolizando a lateralização da patela

### 4.3.9 Índice de Deschamps – *Deschamps Index (Des)*

Tabela 12 - Pontos de referência do índice de Deschamps

Des	Nome	Ilustração
1	Ponto base	
2	Ponto médio	
3	Ponto alto	

$$d_1 = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$$

$$d_2 = \sqrt{(x_3 - x_2)^2 + (y_3 - y_2)^2}$$

$$D = \frac{d_2}{d_1}$$

Onde

$d_1$  é a distância entre os pontos Des1 e Des2

$d_2$  é a distância entre os pontos Des2 e Des3

$D$  é o índice de Deschamps

$x$  e  $y$  são as coordenadas dos respectivos pontos

## 4.4 Procedimento para o corte

De forma a gerar um corte é necessário começar por identificar uma região de interesse (ROI). Para a cirurgia abordada nesta dissertação, a ROI associada será a zona da tróclea femoral. O próximo passo debate-se no método com o qual se definirá esta região.

Existem dois métodos que se realçam de entre os vários possíveis: a definição camada a camada (isto é, corte a corte do TAC) através do pincel – ferramenta disponível no “*Editor*” do *Slicer* 3D – pintando a zona de interesse em cada uma destas camadas; o segundo método, e mais viável, será usar os *fiducial markers*, ligando-os através de uma linha e obtendo assim uma área fechada. Estas áreas serão definidas, em simultâneo, nos três eixos coordenados, criando assim um volume que em simultâneo é “renderizado”.

Nos subcapítulos seguintes estão descritos os passos implementados no módulo “*Trochleoplasty Planning*” até à simulação do corte.

### 4.4.1 Definição da região de corte

Como mencionado *à priori* a definição da região de corte através de *fiducials markers* é a solução mais viável e interativa. À medida que vão sendo posicionados na imagem é criado um volume que passa por todos os *fiducial markers*.

Na trocleoplastia a tróclea é redesenhada de modo a ficar anatomicamente semelhante a uma considerada “normal”. É necessário então retirar o excesso de osso presente na tróclea e deixar a uma quantidade adequada de osso junto à cartilagem [18].

A metodologia abordada de forma a chegar ao esboço da nova tróclea segue o seguinte procedimento:

Fase 2.1 - Marcação dos *fiducial markers* correspondentes à profundidade do sulco troclear pretendida, na vista sagital – “*Place groove points*”

Fase 2.2 - Marcação dos pontos correspondentes às faces lateral, medial e ao topo da tróclea, para cada um dos cortes axiais dos *fiducial markers* do ponto 1 – “*Place points*”

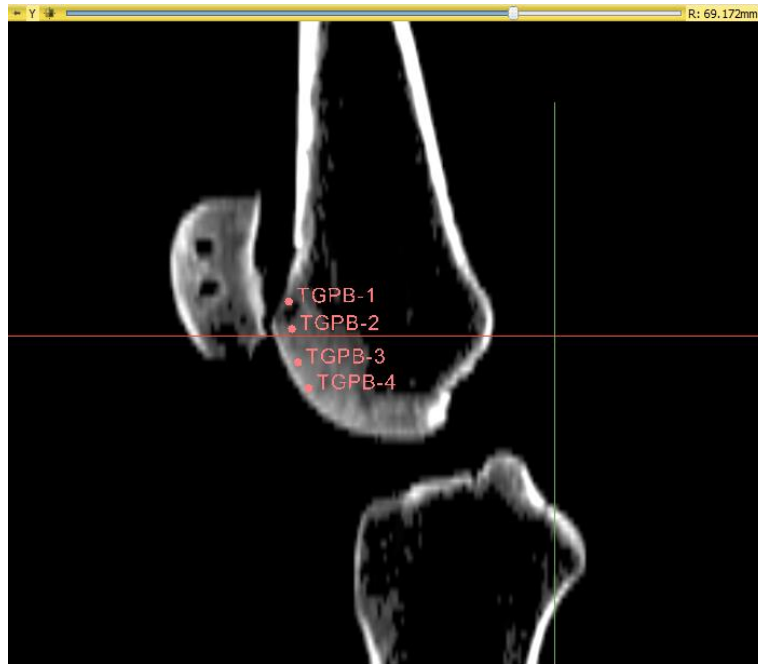


Figura 23 - Marcação dos fiducial markers na vista sagital

Para a segmentação através dos *fiducial markers* de modo a criar uma área fechada foi usado um módulo do *Slicer* – “*Volume Clip With Model*” – que já não é incluído nas versões mais recentes. Este módulo, implementado por Andras Lasso [43] foi adaptado e importado para a *script* usada. Este tem como parâmetros de entrada o volume onde vai ser feito o corte, o volume de saída e o conjunto de *fiducial markers* que definem a segmentação. No volume de saída é guardado o corte efetuado.

Os pontos (*fiducial markers*) correspondentes à profundidade do sulco troclear pretendida são marcados na vista sagital, como se vê na Figura 23. De seguida, para cada uma das vistas axiais onde foram marcados os pontos do sulco troclear são marcados mais três pontos: um correspondente à face lateral, outro correspondente à face medial e ainda um ponto que identifica a profundidade atual da tróclea (denominado topo da tróclea) – Figura 26. A marcação do topo da tróclea é necessária para o posterior cálculo do volume de osso em excesso a retirar, como se explicará mais à frente.

A transição para cada uma das vistas axiais dos pontos marcados na sagital é automática. Como cada um dos pontos é identificado com coordenadas RAS (ou coordenadas X, Y, Z), facilmente

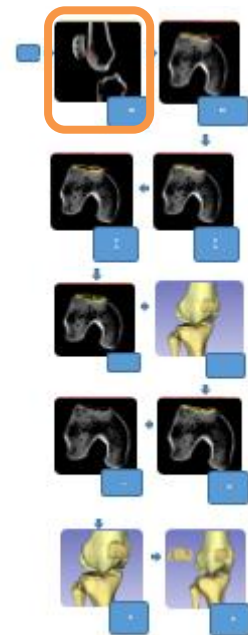


Figura 24 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase A



se retira a profundidade onde estão localizados os *fiducial marker*, transitando-se assim para o corte axial correspondente.

A região delimitada com a linha amarela representa o volume que vai ser cortado de modo a obter-se uma tróclea reformulada. Ao efetuar este corte é possível idealizar a nova forma da tróclea.



Figura 25 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase B

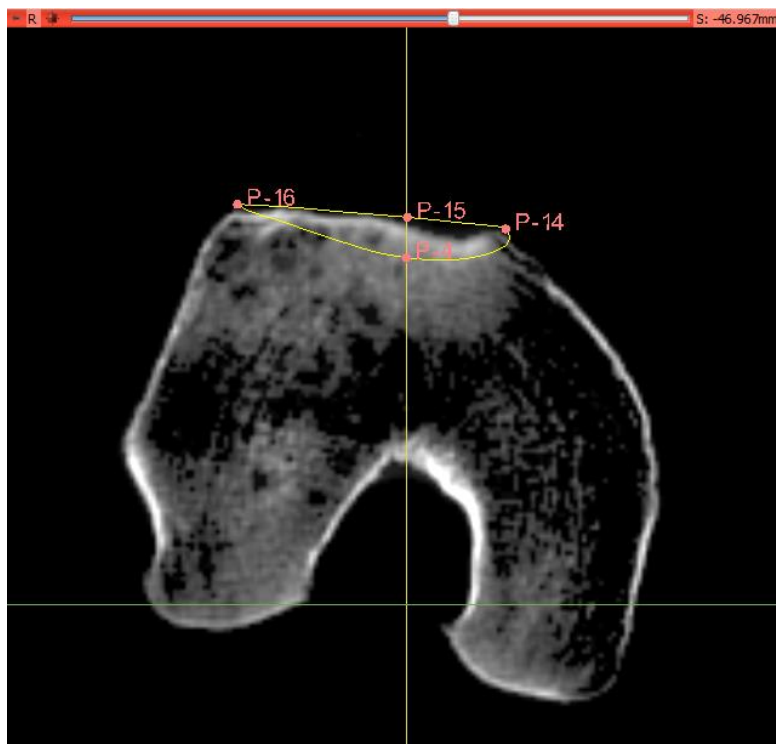


Figura 26 - Marcação dos fiducial markers na vista axial e conceção da área fechada

#### 4.4.2 Divisão das faces lateral e medial

Assim como acontece na cirurgia, também em *software* torna-se importante simular o colapso do osso que está anexado à cartilagem de modo a formar as faces lateral e medial. Após a extração do osso em excesso, existe uma zona vazia no fémur – anteriormente ocupada por este - que será agora preenchida pelas faces lateral e medial após o colapso – Figura 27.

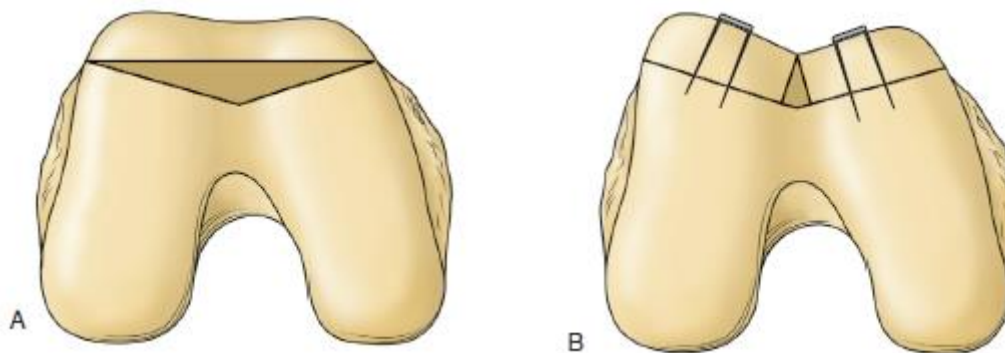


Figura 27 - Colapso do osso junto à cartilagem [18]

Optou-se, nesta fase, por colapsar o osso junto à cartilagem dividindo-a em duas partes referentes às faces lateral e medial. Procedeu-se então ao seguinte:

Fase 2.3 - Divisão do volume obtido no ponto 2 em duas partes: uma correspondente à face lateral (Figura 28-A) e outra à face medial (Figura 28-B) – “Adjust points [Split]”

Fase 2.4 – Ajuste e corte do modelo da face lateral resultante da fase 2.3 – “Adjust left model [Cut left]”

Fase 2.5 – Ajuste e corte do modelo da face medial – “Adjust right model [Cut right]”



Figura 28 – Divisão das faces lateral e medial

O algoritmo implementado para a divisão do modelo em duas partes foi o seguinte:

- i. As coordenadas de todos os *fiducial markers* são guardados num vetor;

- ii. Esse vetor é ordenado do menor para o maior valor da coordenada X;
- iii. Com base no número de pontos que foram marcados na vista sagital, divide-se o vetor ordenado por esse número de grupos: por exemplo, se foram marcados 3 pontos na vista sagital, então haveriam 3 grupos de cada ponto de referência (existindo 4 pontos de referência – face lateral, face medial, profundidade da tróclea e topo da tróclea);
- iv. Os dois grupos centrais de pontos são ordenados da menor para a maior coordenada Y;
- v. É criado um modelo para a face lateral com os 3 primeiros grupos do vetor;
- vi. É criado um modelo para a face medial com os 3 últimos grupos do vetor.



Figura 29 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase C

Os dois grupos centrais de pontos de referência são comuns aos dois modelos. Para uma melhor elucidação do algoritmo, tome-se o seguinte exemplo, em que foram marcados três pontos na vista sagital. Foi retirado o seguinte conjunto de pontos [X,Y] (a coordenada Z não tem relevância neste algoritmo):

[2.5, 12]	[3, 12.5]	[3.5, 11.5]	[6.5, 9.5]	[5.5, 10]	[6, 10,5]	[6.5, 13.5]	[5.5, 14]	[6, 14,5]	[8.5, 12]	[9, 12,5]	[9.5, 11,5]
Face lateral			Profundidade da tróclea			Topo da tróclea			Face medial		

Deste modo, se o utilizador / médico se enganar e, por exemplo, trocar a marcação do ponto da face lateral com o ponto da face medial não terá qualquer interferência no resultado final.

Para criar estes modelos e corte das imagens foi novamente usado o módulo “Volume Clip With Model”. Este módulo é acedido através da *script*.

Depois de ajustado o modelo (linha a amarelo) da face lateral (Figura 28-A), é feito o corte. De seguida, adapta-se-se o modelo da face medial (Figura 28-B), prosseguindo para o corte. O

ajuste dos modelos das faces lateral e medial é feito editando (cliqueando sobre o ponto e arrastando) os *fiducial markers*.

Após ambos os cortes efetuados, o resultado obtido é um volume 3D com a nova forma da tróclea. Este é obtido utilizando praticamente todos os métodos que foram empregados no processamento inicial da imagem médica, como descrito no subcapítulo 4.2. Nesta fase, a imagem de entrada é este volume resultante dos cortes da face lateral e da face medial. A única diferença em relação ao processamento inicial da imagem médica é que neste não é aplicado o *threshold* de remoção às densidades, pois esta imagem já tem esse processo aplicado. Aplica-se então o *threshold* de pintura, de seguida o efeito *Identify Island*, os modelos são criados no módulo “*Model Maker*” e é atribuído o nome a cada um deles conforme o seu volume.

Nesta fase 2.6 – “*Create 3D*”-, o utilizador / médico poderá avaliar se a forma resultante é a pretendida, podendo voltar atrás e editar os pontos que definem os modelos dos cortes e posteriormente criar a imagem a três dimensões novamente.

Os modelos a três dimensões dos ossos criados no primeiro processamento da imagem médica introduzida ficam escondidos “internamente”, aquando da criação dos novos modelos 3D dos ossos após os cortes. Assim, se o utilizador / médico decidir recuar, os modelos dos ossos com os cortes são apagados e nesse instante os modelos iniciais ficam de novo visíveis, não sendo necessário um novo processamento da imagem médica inicial.

#### 4.4.3 Extração do osso em excesso

Como mencionado no subcapítulo 2.1, o osso anexado à cartilagem vai ocupar o lugar do osso em excesso. Sendo assim, o algoritmo desenvolvido consiste em usar os mesmos moldes que foram usados para o corte das faces lateral e medial. A estes moldes são aplicadas transformações (translações e rotações – ver subcapítulo 4.5) para que os moldes fiquem na posição desejada pelo utilizador/médico – fase 2.7 – “*Create removables*”.



Figura 30 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase D, E



Figura 31 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase F

A cada um dos conjuntos de três pontos que delimitam os modelos das faces lateral e medial é aplicada uma rotação (de ângulos marcados a azul) de acordo com a seguinte figura. As rotações são aplicadas sobre os pontos mais elevados das faces lateral e medial (a verde) - Figura 33:



Figura 33 - Rotação dos modelos das faces lateral e medial



Figura 32 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase G

O cálculo do ângulo 1 (azul) é efetuado de acordo com os declives 1 e 2 (a verde) –Figura 35. O mesmo processo se efetua para o cálculo do modelo da face medial.

$$\theta_1 = \tan^{-1} \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 * m_2} \right|$$

Onde

$m_1$  é o declive entre a face lateral/medial e o topo da tróclea

$m_2$  é o declive entre a face lateral/medial e o sulco troclear

$\theta_1$  é o formado entre os dois declives, sendo o ângulo de rotação

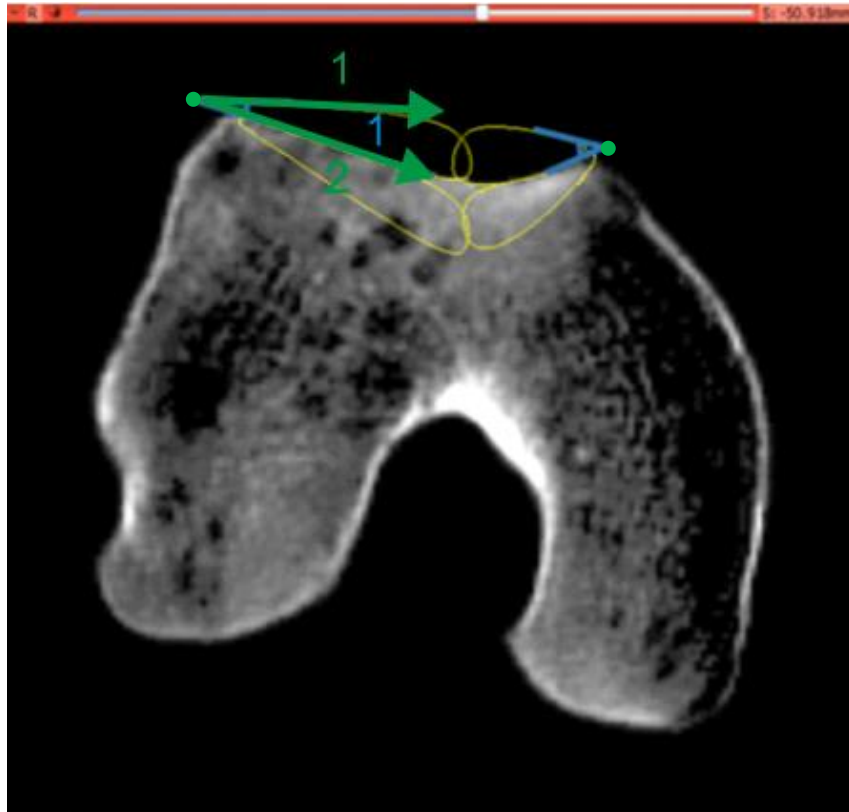


Figura 35 - Cálculo do ângulo de rotação dos modelos das faces lateral e medial

Até à obtenção do modelo 3D final da nova tróclea restam três fases:

Fase 3.1 - Corte do excesso de osso a remover debaixo do osso anexado à cartilagem – “*Cut removables*”

Fase 4.1 - Obtenção do modelo 3D final – “*Create 3D*”

Fase 4.2 - Posicionamento das cartilagens formando a nova tróclea – “*Position cartilages*”

Após o ajuste e validação das posições dos moldes são efetuados os cortes dos ossos a remover, recorrendo novamente ao módulo “*Volume Clip With Model*”. Este é acedido através do código desenvolvido. Os modelos aos quais foram aplicadas as rotações e ajustes se necessário, são utilizados como entrada no módulo. Assim, o produto resultante desta fase é um volume com os cortes das faces lateral e medial e também com os cortes dos ossos em excesso a remover, tanto no lado mais lateral, como no lado mais medial.



Figura 34 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase H

Para obter o modelo a três dimensões deste corte repete-se o procedimento utilizado na criação dos outros modelos dos ossos: *threshold* de pintura – efeito *Identify Island – Model Maker* – atribuição dos nomes conforme os volumes. Desta vez, a imagem de entrada é o volume resultante dos quatro cortes.

Os modelos dos ossos apenas com os cortes das faces lateral e medial, assim como os modelos dos ossos da imagem inicial, são tornados não visíveis nesta fase. Se o utilizador / médico não estiver de acordo com o modelo 3D apresentado, pode novamente retroceder e voltar a definir os cortes e, nesse caso, os modelos apenas com os cortes da face lateral e da face medial são tornados visíveis.

Como referido anteriormente, os ossos anexados à cartilagem vão ocupar a posição dos ossos que estavam em excesso e que foram removidos. Ao concluir-se este passo, obtém-se o modelo final a três dimensões da nova tróclea reformulada. Como este permite avaliar o aspeto da nova tróclea num plano pós-operatório, a fase é de extrema relevância, optando-se por automatizar este processo.

Voltando atrás até ao momento em que os modelos das faces lateral e medial são rodados para posteriormente serem usados como modelos de corte do osso em excesso: nessa fase, todas as transformações aplicadas a cada um desses modelos são guardadas em duas matrizes, respetivamente. Sabendo que os modelos 3D dos ossos anexados à cartilagem devem ocupar o espaço deixado pelos ossos removidos, então, aos primeiros são aplicadas as mesmas transformações, recorrendo às matrizes onde estavam guardadas.

Para facilitar a visualização dos modelos, ou para alterar a posição dos mesmos, a qualquer momento poderão ser aplicadas translações e/ou rotações a cada um deles. A implementação destas transformações é descrita no seguinte subcapítulo.

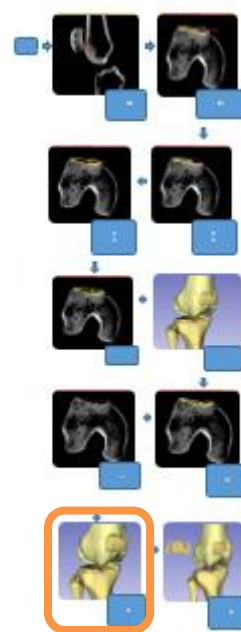


Figura 36 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase I

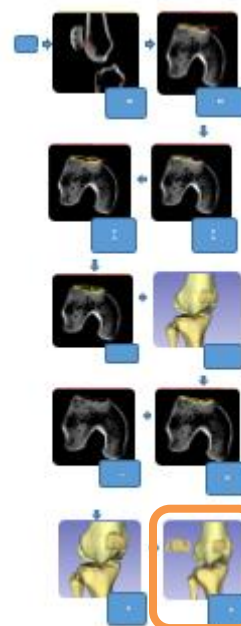


Figura 37 - Solução para planeamento do corte da trocleoplastia - fase J

## 4.5 Translações e rotações

Para ser possível uma melhor visualização de cada um dos modelos dos ossos, sendo estes do tipo *vtkMRMLModelNode*, poderão ser aplicadas transformações. Estas transformações podem ser translações, isto é, movimentar o osso em relação a cada um dos eixos X,Y,Z; ou rotações sobre o seu centro.

O utilizador / médico começa por seleccionar o modelo 3D do osso ao qual vai ser aplicada a transformação através de uma *combo box*<sup>8</sup> – do tipo *qMRMLNodeComboBox* – este tipo garante que na listagem apenas apareçam elementos (nós) do tipo *vtkMRMLNode*. No caso de ser uma transformação acedida internamente através da *script*, o elemento a alterar é definido de forma forçosa e prévia para a *combo box*.

Na interface gráfica do módulo “*Trochleoplasty Planning*” existe um painel composto por nove botões: dois para o movimento no eixo dos X, dois para o eixo dos Y e dois para o eixo dos Z (um para o sentido positivo e outro para o sentido negativo); dois para a rotação sobre si mesmo (no sentido da direita para a esquerda e vice-versa); e um botão de *reset* às transformações para que possa ser retomada a posição inicial. A cada um destes botões está associada a respetiva transformação. Para cada modelo do osso está ainda associada uma *checkbox*<sup>9</sup> – do tipo *QCheckBox* – que define a visibilidade do mesmo. Se a caixa estiver marcada, o modelo do osso está visível. Caso esteja desmarcada, o osso existe, mas não está visível na imagem 3D.

As translações e as rotações são exemplos de transformações lineares. Sendo assim, começa-se por criar uma variável – “*transform*” – do tipo *vtkMRMLLinearTransformNode*. Noutra variável – “*matrix*” – é guardada a matriz associada à transformação, conseguida através do método “*GetMatrixTransformToParent*” [44]. Nessa matriz são alteradas as posições pretendidas, de acordo com as tabelas abaixo, definindo a linha, a coluna e o valor da transformação a aplicar, através do método “*SetElement(linha, coluna, valor)*”. De seguida, a matriz com a transformação é aplicada ao modelo do osso pretendido.

Cada uma das tabelas seguintes representa a matriz de transformação aplicada [45].

---

<sup>8</sup> *Combo box*: caixa de listagem que permite mostrar uma lista comprida de opções

<sup>9</sup> *Check box*: caixa de seleção com dois estados: marcada ou desmarcada



Identidade <sup>10</sup>			
1	0	0	0
0	1	0	0
0	0	1	0
0	0	0	1

Tabela 13 - Matriz de identidade

Movimento no eixo X			
1	0	0	$x$
0	1	0	0
0	0	1	0
0	0	0	1

Tabela 14 - Matriz de translação no eixo dos XX

Movimento no eixo Y			
1	0	0	0
0	1	0	$y$
0	0	1	0
0	0	0	1

Tabela 15 - Matriz de translação no eixo dos YY

Movimento no eixo Z			
1	0	0	0
0	1	0	0
0	0	1	$z$
0	0	0	1

Tabela 16 - Matriz de translação no eixo dos ZZ

Rotação no eixo X			
1	0	0	0
0	$\cos\theta$	$-\text{sen}\theta$	0
0	$\text{sen}\theta$	$\cos\theta$	0
0	0	0	1

Tabela 17 - Matriz de rotação

Onde

$x$ ,  $y$  e  $z$  são o valor da transformação a aplicar

$\theta$  é o valor do ângulo da rotação a aplicar

Como a matriz da Tabela 17 efetua a rotação do modelo em relação ao eixo dos X, foi necessário implementar um algoritmo que fizesse a rotação do modelo em relação ao seu centro. Para tal

---

<sup>10</sup> Matriz identidade: matriz inicial quando não está aplicada qualquer tipo de transformação

procedeu-se primeiramente a uma translação do seu centro em relação ao eixo dos X, seguindo-se a rotação sobre o mesmo eixo. Imediatamente aplica-se a translação em relação ao eixo dos X no sentido inverso ao que tinha sido aplicado no primeiro instante, obtendo-se assim uma rotação sobre o seu centro [46].

Cada um dos ossos tem uma variável auxiliar associada. Esta variável é uma matriz de dimensão 4x4, semelhante às tabelas, que guarda cada uma das transformações que é aplicada a esse osso. Através destas matrizes é possível colocar o osso na sua posição inicial, empregando as transformações no sentido inverso às que tinham sido usadas no primeiro momento.

Ao ser usada uma rotação, os valores da matriz destinados às translações também sofrem alterações, uma vez que é feita uma rotação em relação ao eixo dos X. Sabendo isto, é apenas guardado o valor do ângulo de rotação numa posição da matriz que não é utilizada nas translações. A posição da matriz utilizada foi a [3,0], sendo o primeiro algarismo o número de linhas e o segundo o número de colunas<sup>11</sup>. Assim é garantido que ao fazer *reset*, vai ser feita uma rotação com o mesmo valor no sentido inverso, guardando também o valor correto de todas as translações.

No painel de interface existe ainda um botão que permite retroceder um passo e voltar ao estado anterior – “*Undo*” - em cada uma das fases. Quando o botão é clicado, as variáveis criadas na presente fase são apagadas e os parâmetros que já existiam voltam ao estado anterior.

---

<sup>11</sup> Em linguagem Python (e noutras), para os vetores e matrizes, a primeira posição corresponde ao número 0.

## 5. CASOS DE ESTUDO

Para discussão, e de modo a concluir-se acerca da viabilidade do módulo desenvolvido, foram efetuados alguns cálculos de relações patelo-femorais, com as imagens médicas disponíveis.

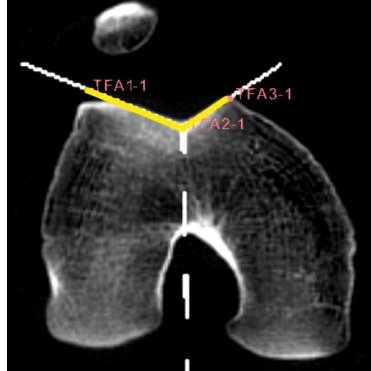
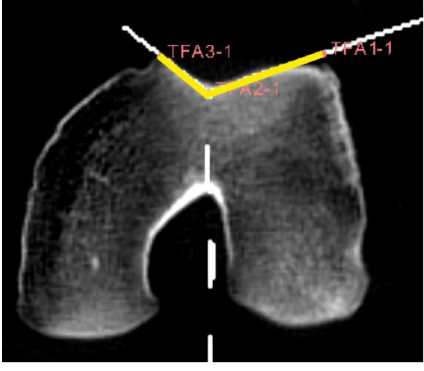
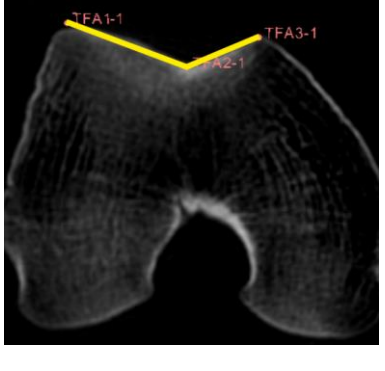
Foi também simulada uma reformulação da tróclea.

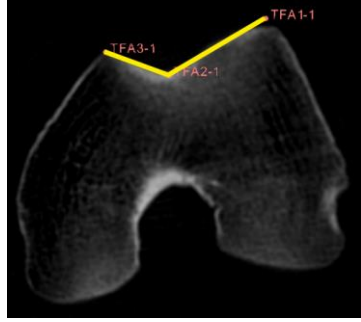
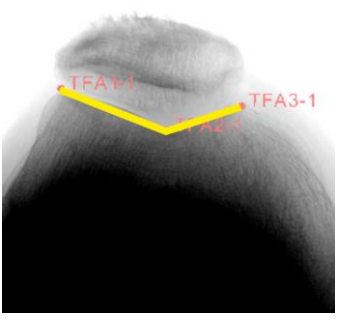
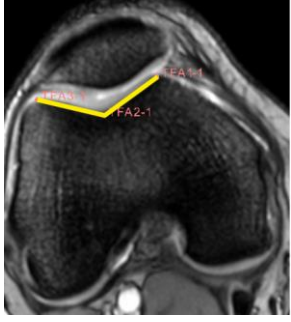
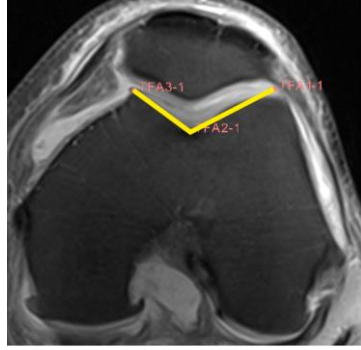
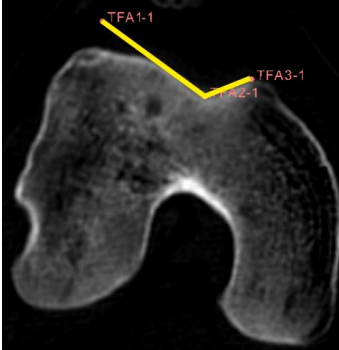
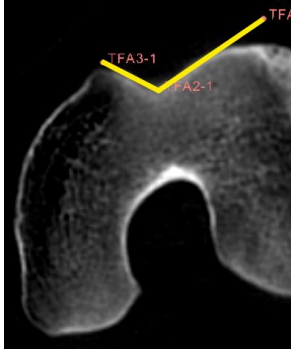
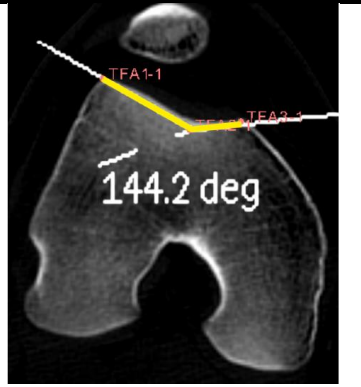
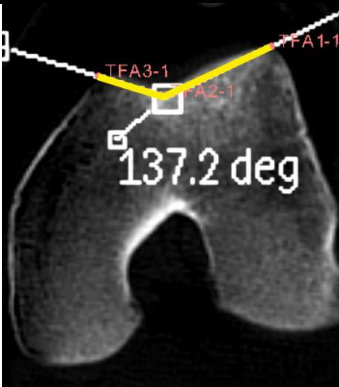
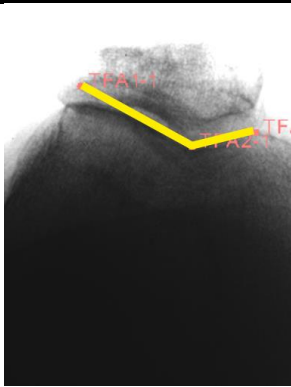
Começou-se por realizar o cálculo da assimetria da face troclear, em simultâneo com o cálculo do ângulo do sulco troclear. Como mencionado anteriormente, estes cálculos podem ser feitos em paralelo, pois os pontos de referência são comuns aos dois. Os pontos de referência desta relação são as faces lateral e medial e o ponto mais profundo do sulco troclear.

Como se observa em algumas figuras da Tabela 18, os pontos marcados para as faces lateral e medial nem sempre correspondem aos locais mais elevados destas faces nas imagens. Tal acontece porque esses pontos foram assinalados com o intuito de a reta traçada entre uma das faces e o sulco troclear seguir a inclinação real da face. Muitas vezes a inclinação não é retilínea, e existindo o espaço entre a reta amarela e o ponto mais superior da face. No entanto, para a medição da assimetria das faces, esta distância é fulcral sendo o ponto posicionado num local de forma a que o comprimento da face seja medido de forma correta.

Em algumas imagens existe um valor marcado. Esse foi calculado pelos radiologistas, sendo o valor calculado pelo módulo “*Trochleoplasty Planning*” o mencionado debaixo da imagem.


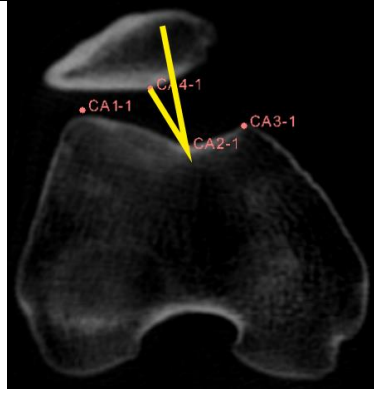
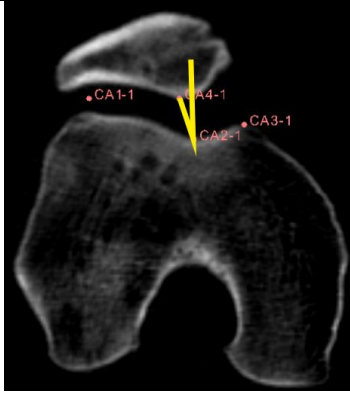
Tabela 18 - Casos de estudo da assimetria da face troclear e do ângulo do sulco troclear

Assimetria da face troclear / Ângulo do sulco troclear		
		
52.37 % / 127.61°	49.34% / 126.49°	46.01% / 129.08°

		
42.33% / 124.18°	68.17% / 140.47°	104.18% / 130.06°
		
74.49% / 117.24°	38.96% / 123.49°	49.89% / 119.33°
		
51.79% / 142.9°	58.49% / 137.54°	51.53% / 139.04°

A medição do ângulo de congruência tem como pontos de referência os mais elevados das faces lateral e medial, o ponto mais profundo do sulco troclear e o mais inferior da patela. Este é o ângulo formado entre a reta que passa a meio do ângulo do sulco troclear e a reta que une o ponto posicionado na patela e o sulco troclear.

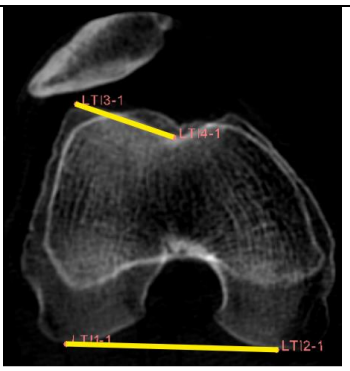
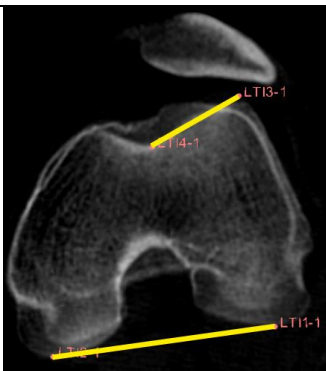
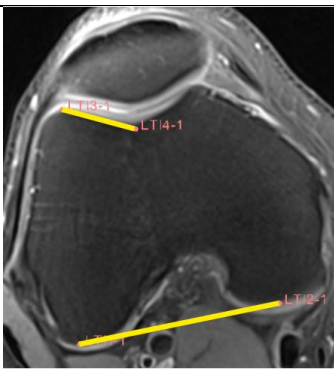
Tabela 19 - Casos de estudo do ângulo de congruência

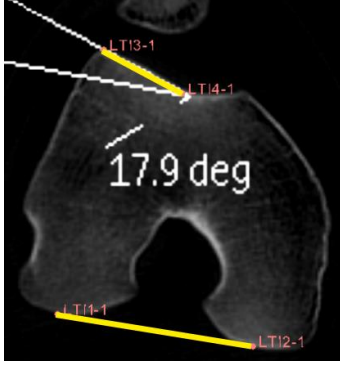
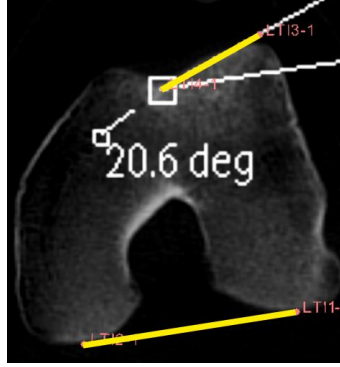
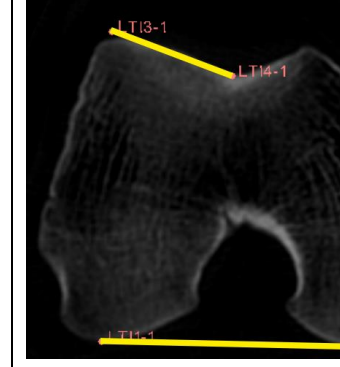
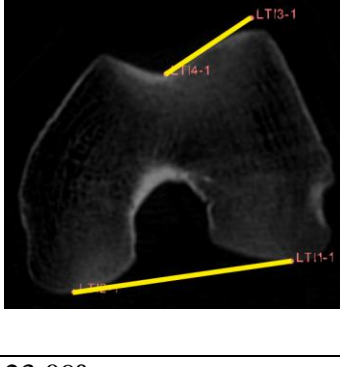
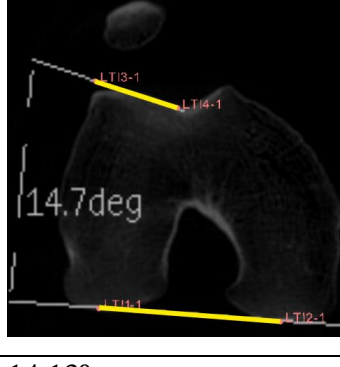
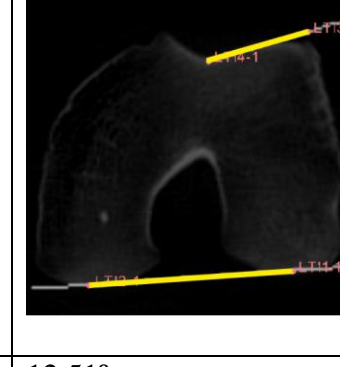
<b>Ângulo de congruência</b>		
		
21.0°	17.66°	29.8°

Seguiu-se a medição da inclinação lateral troclear. À semelhança do que acontece na marcação dos pontos de referência do ângulo do sulco troclear, os *fiducial markers* posicionados nas figuras da Tabela 20 nem sempre estão no ponto mais elevado da face, mas sim numa posição em que a reta traçada permite seguir uma correta inclinação da face.

Os marcos de referência necessários a esta relação são os côndilos lateral e medial, o ponto mais elevado da face lateral e o mais profundo do sulco troclear. O ângulo formado entre a inclinação da face lateral e a reta traçada entre os côndilos denota esta medida.

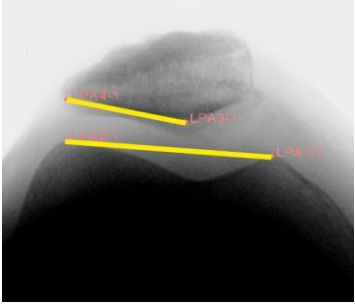
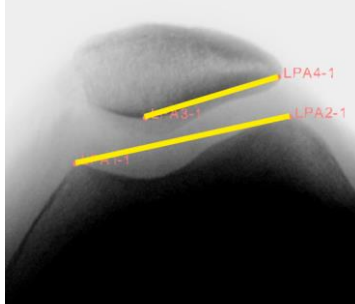
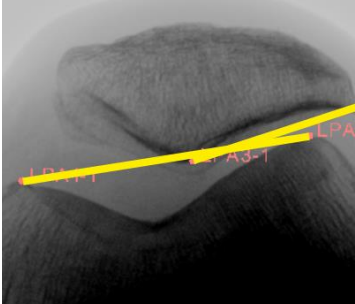
Tabela 20 - Casos de estudo da inclinação lateral troclear

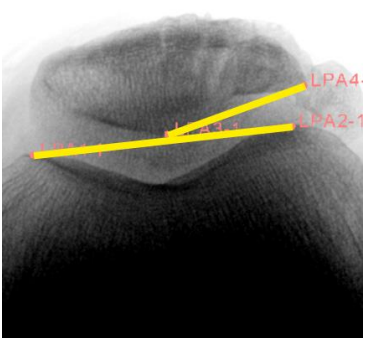
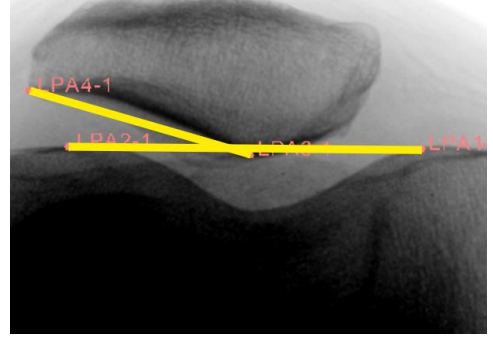
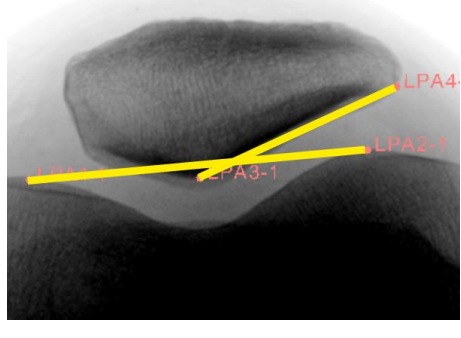
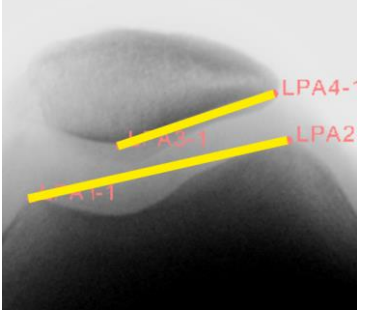
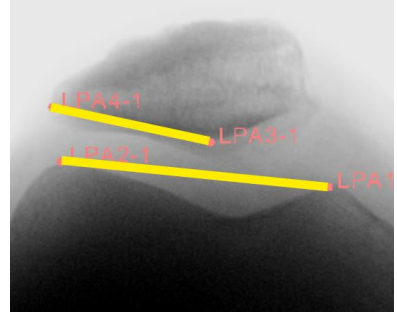
<b>Inclinação lateral troclear</b>		
		
17.22°	22.1°	19.29°

		
18.22°	19.9°	18.81°
		
23.09°	14.13°	12.51°

O ângulo patelo-femoral lateral é outra relação anatómica disponível no módulo. Para a sua medição é necessário conhecer o ponto mais lateral e o mais inferior da patela, formando uma reta entre estes. Marca-se ainda os locais mais elevados das faces lateral e medial, formando uma segunda reta. O ângulo patelo-femoral lateral é precisamente o ângulo formado entre estas duas retas. Nas figuras da Tabela 21 são apresentados mais alguns casos de estudo.

Tabela 21 - Casos de estudo do ângulo patelo-femoral lateral

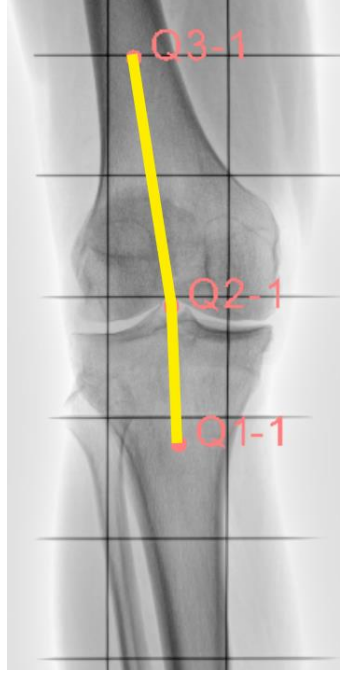

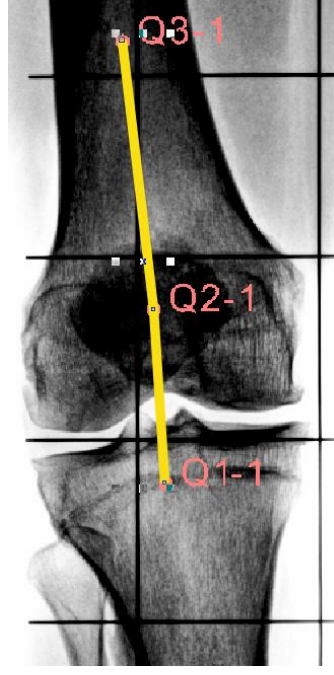
<b>Ângulo patelo-femoral lateral</b>		
		
7.04°	4.64°	9.71°

		
13.27°	15.77°	19.86°
		
5.52°	6.73°	

O ângulo Q é talvez a medição patelo-femoral menos facilitada. Os marcos de referência que a definem são a espinha ílica antero-superior (fémur), o centro da patela e o tubérculo tibial. Nas imagens médicas – normalmente usado o raio-X para esta medição – estes pontos de referência, por vezes, são de difícil identificação. De qualquer forma, tome-se como exemplo as medições das figuras da Tabela 22.

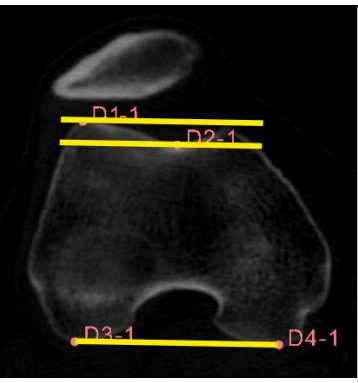
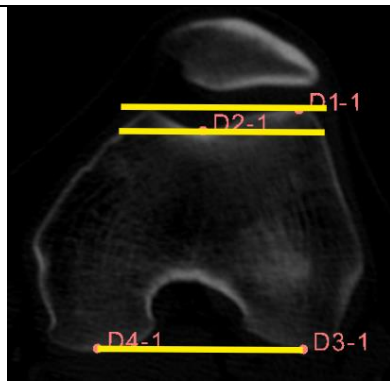
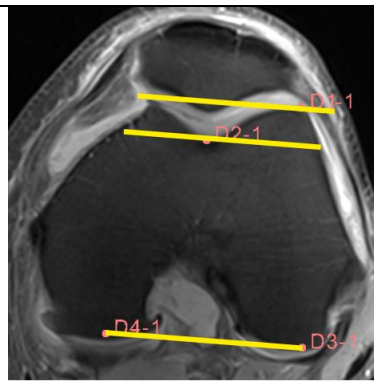
Entre o ponto marcado no fémur e o centro da patela é traçada uma reta. Uma segunda reta é desenhada entre o centro da patela e o tubérculo tibial. O ângulo formado entre as duas retas corresponde ao ângulo Q.

Tabela 22 - Casos de estudo do ângulo Q

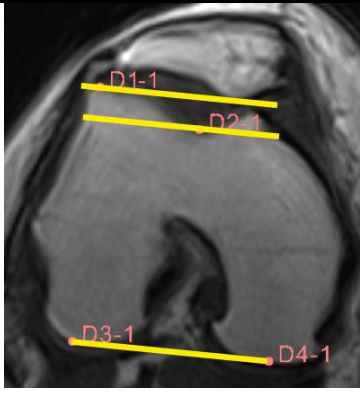
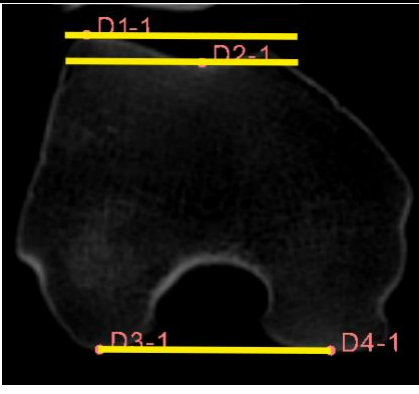
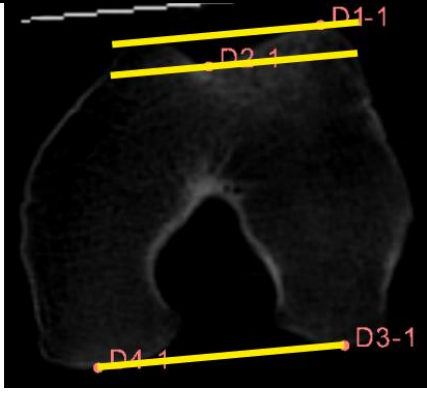
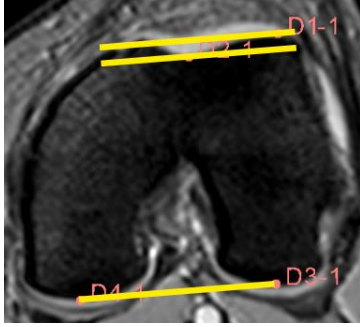
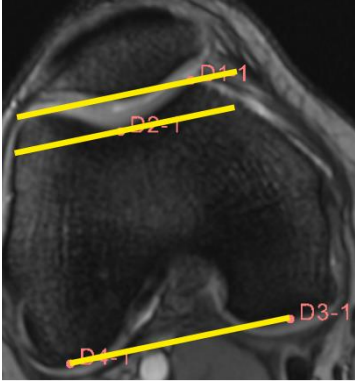
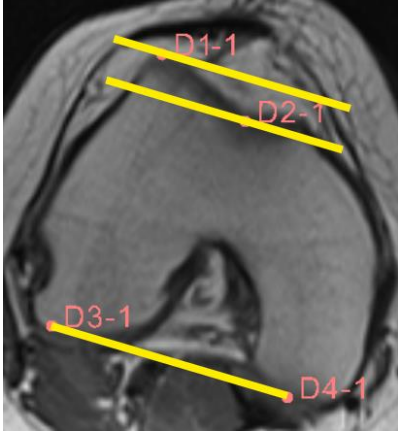
<b>Ângulo Q</b>		
		
11.64°	8.93°	3.56°

Para a profundidade troclear começa-se por traçar uma reta desde o côndilo lateral até ao medial. De seguida são desenhadas mais duas retas paralelas à primeira: uma passando no ponto mais profundo do sulco troclear; a segunda coincidindo com o ponto mais elevado da face lateral da tróclea. A distância entre as duas últimas retas corresponde à profundidade troclear.

Tabela 23 - Casos de estudo da profundidade troclear

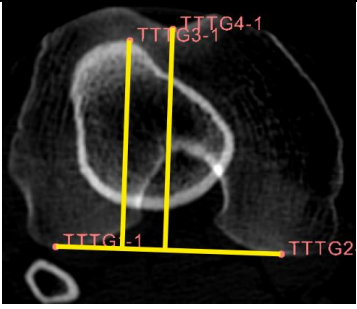
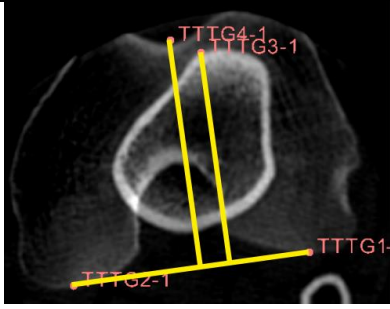
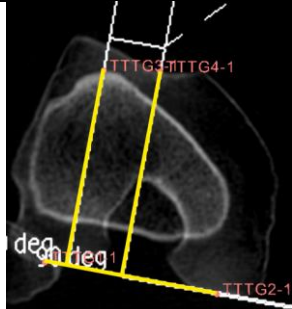
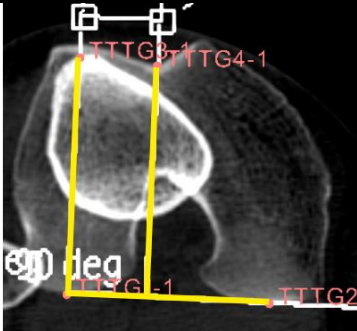
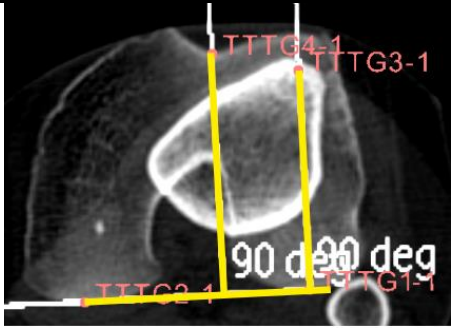
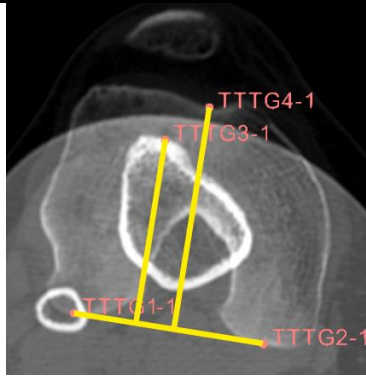
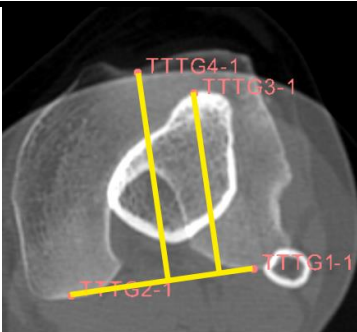
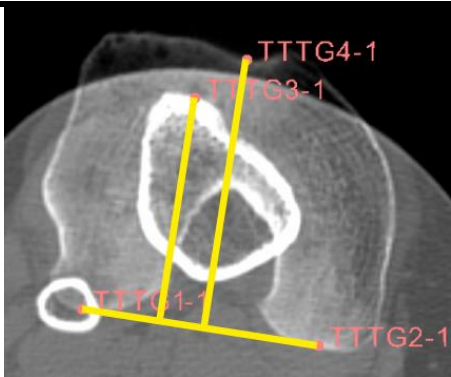
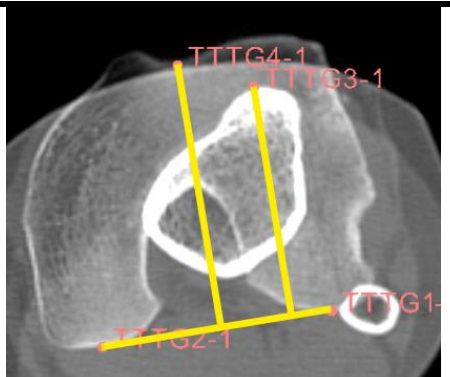
<b>Profundidade troclear</b>		
		
11.65mm	10.90mm	10.99mm



		
7.58mm	8.83mm	9.35mm
		
3.78mm	8.73mm	9.51mm


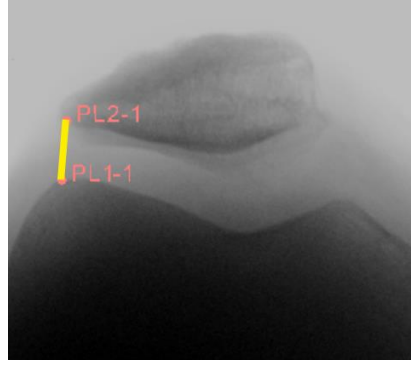
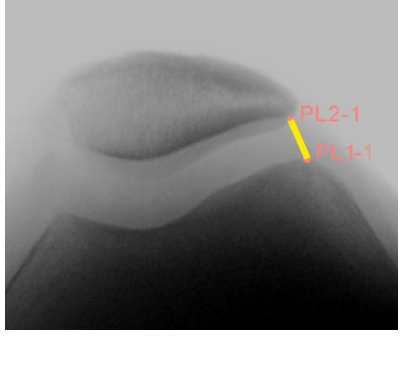
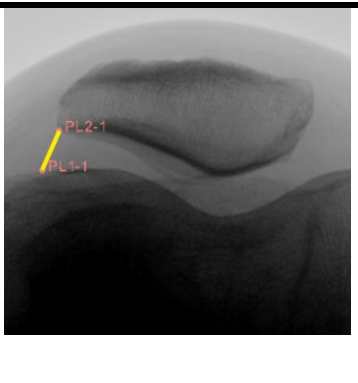
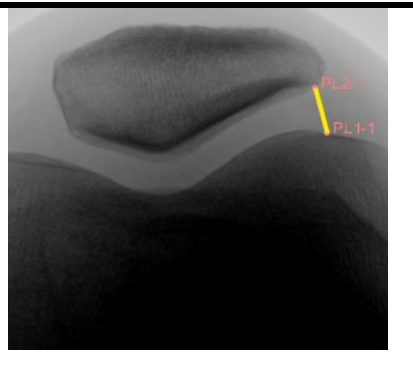
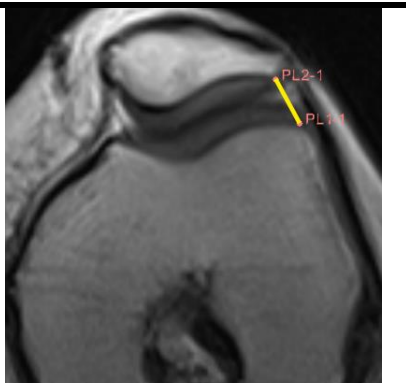
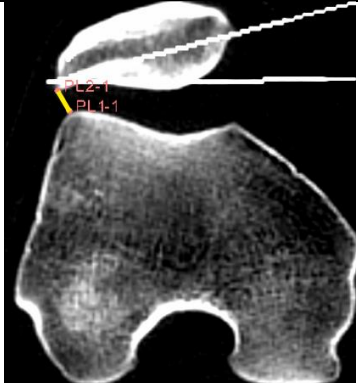
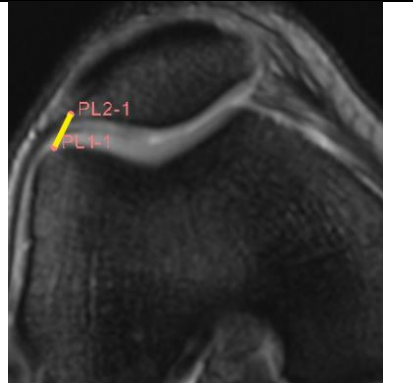
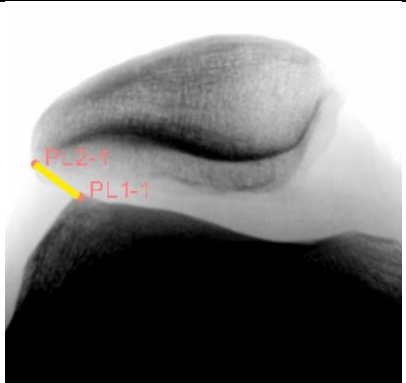
Como referido anteriormente, outro dos cálculos disponibilizados é a distância TT-TG. Como o próprio nome indica, esta é a distância entre o tubérculo tibial (também conhecido como tuberosidade anterior tibial) e o sulco troclear. Uma linha tangente aos côndilos lateral e medial é traçada, sendo estes os primeiros pontos de referência a posicionar. De seguida duas retas perpendiculares à primeira são desenhadas: uma passando no ponto marcado para o tubérculo tibial; outra intersetando o ponto mais profundo do sulco troclear. À distância TT-TG corresponde a distância entre estas duas últimas retas.

Tabela 24 - Casos de estudo da distância TT-TG

Distância TT-TG		
		
22.37mm	13.63mm	32.98mm (14.7mm)
		
30.69mm (19mm)	30.08mm (18.5mm)	18.81mm
		
26.76mm	9.09mm	14.69mm

À lateralização da patela corresponde a distância entre ao ponto mais lateral da patela e o mais elevado da face lateral. Para esta relação patelo-femoral apresentam-se os seguintes casos de estudo:

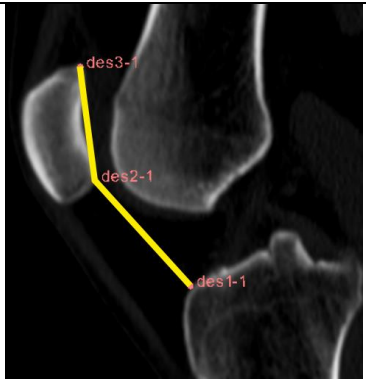

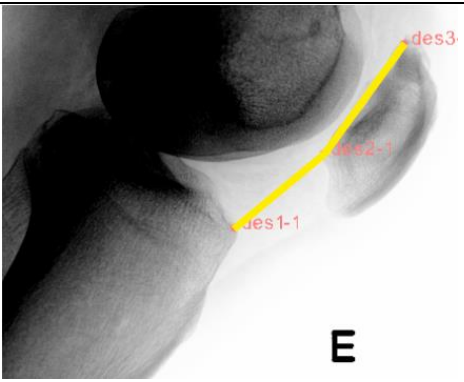
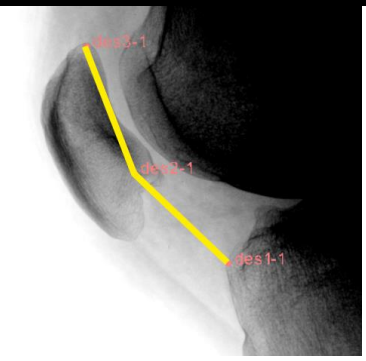
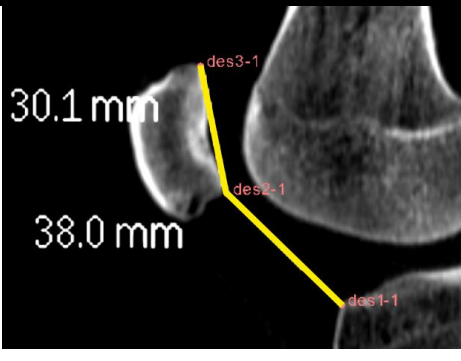
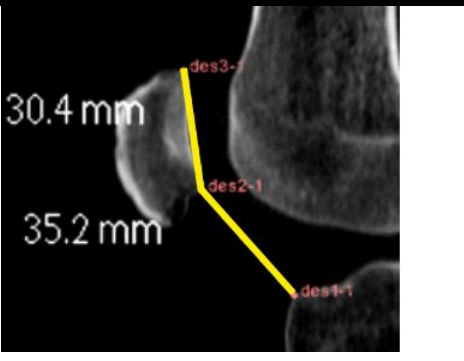
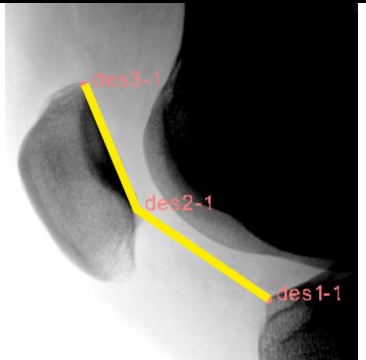

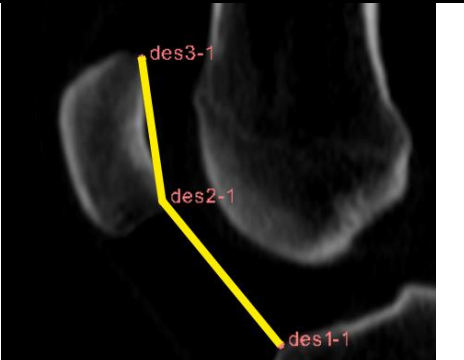
Tabela 25 - Casos de estudo da lateralização da patela

Lateralização da patela		
		
7.85mm	10.20mm	9.12mm
		
7.99mm	8.07mm	10.30mm
		
8.32mm	7.65mm	8.94mm

O índice de Deschamps representa um importante rácio da posição da patela em relação à tibia e ao fémur. É necessária a marcação de três pontos de referência: a extremidade da tibia, o

ponto base da patela e o mais elevado da mesma. O rácio é definido pela divisão da distância entre a tibia e o ponto base da patela, pela distância entre o ponto base e o mais elevado da patela. Tome-se como casos de estudo os da tabela seguinte.

Tabela 26 - Casos de estudo do índice de Deschamps

Índice de Deschamps		
		
1.24	1.49	0.85
		
0.96	1.23	1.14
		
1.18	1.37	1.28

Depois de analisadas as relações patelo-femorais com casos de estudo de diferentes pacientes, tome-se agora o caso de um paciente que apresenta displasia troclear do tipo D, segundo a nomenclatura de Dejour, o mais grave desta escala.

De seguida, serão apresentadas todas as fases do módulo “Trochleoplasty Planning” e estados do osso até à conceção da nova tróclea, reformulada e sem displasia.

Como o utilizador / médico pode iniciar o planeamento de uma correção sem fazer o cálculo das relações patelo-femorais, na figura seguinte apresenta-se a fase 0 do módulo, isto é, sem nenhum estudo importado. Do lado esquerdo localiza-se o painel da interface, funcionando como um guião. O utilizador / médico é obrigado a seguir a sequência de procedimentos até atingir a última fase em que é apresentado o modelo corrigido da tróclea. No canto inferior esquerdo existe um painel de ajuda que mostra qual deverá ser o próximo passo a realizar pelo utilizador / médico. O restante espaço é ocupado pelo local de visionamento das imagens médicas, onde poderão ser apresentadas a vistas axiais, sagitais, coronais ou a três dimensões.

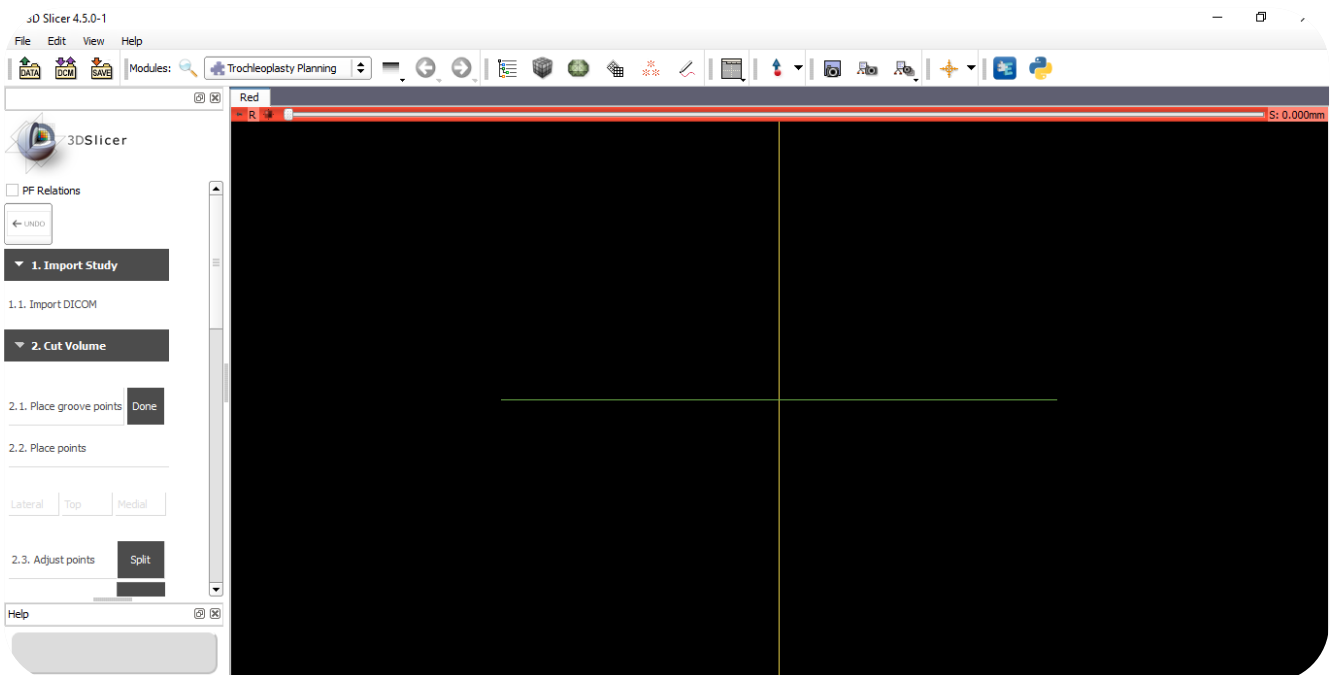


Figura 38 - Módulo “Trochleoplasty Planning” - fase 0

A primeira fase - identificada com o número 1 - é importar a imagem médica. Ao clicar no botão respetivo – “Import DICOM” - é aberta uma janela de navegação. Nela deve ser selecionado o paciente e, no painel inferior, o estudo que o utilizador / médico deseja importar. Como se pretende proceder para um corte, foi selecionado um TAC, a três dimensões. Após

clicar em “Load” o estudo é carregado e à imagem médica é aplicado o processamento inicial descrito no subcapítulo 4.2.

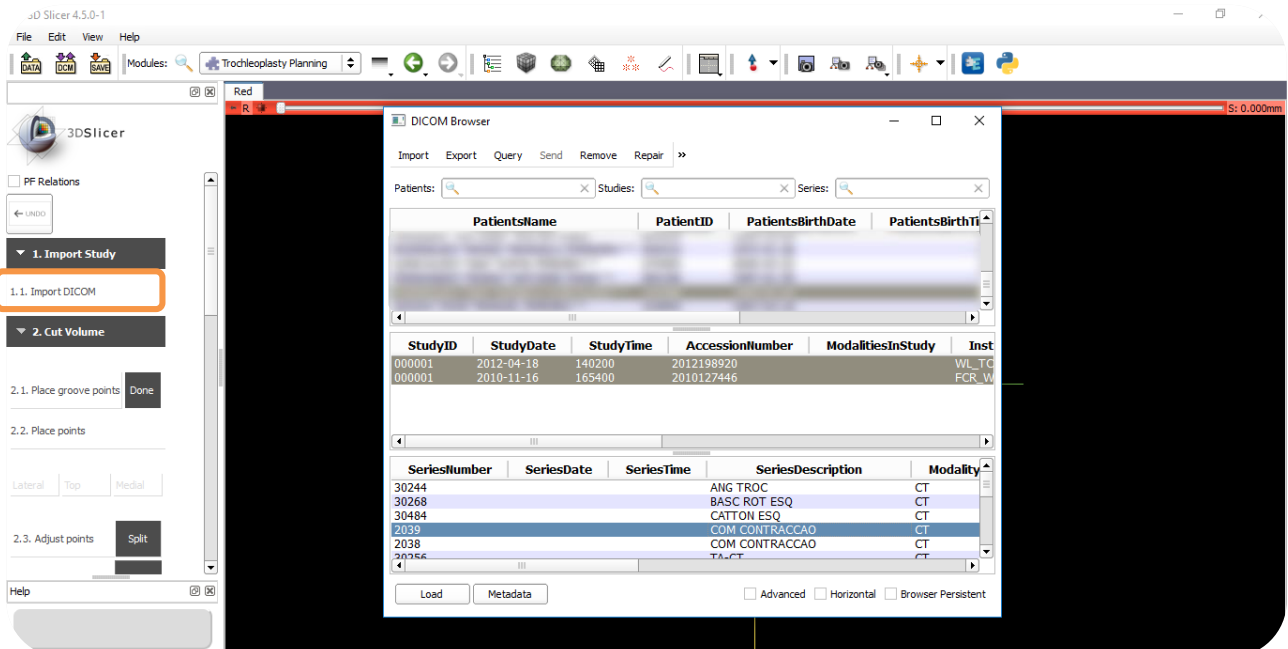


Figura 39 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 1

Importado e processado o estudo, apresentam-se as quatro possíveis vistas do mesmo. A primeira fase do módulo fica concluída (quando uma fase fica concluída o respetivo botão fica

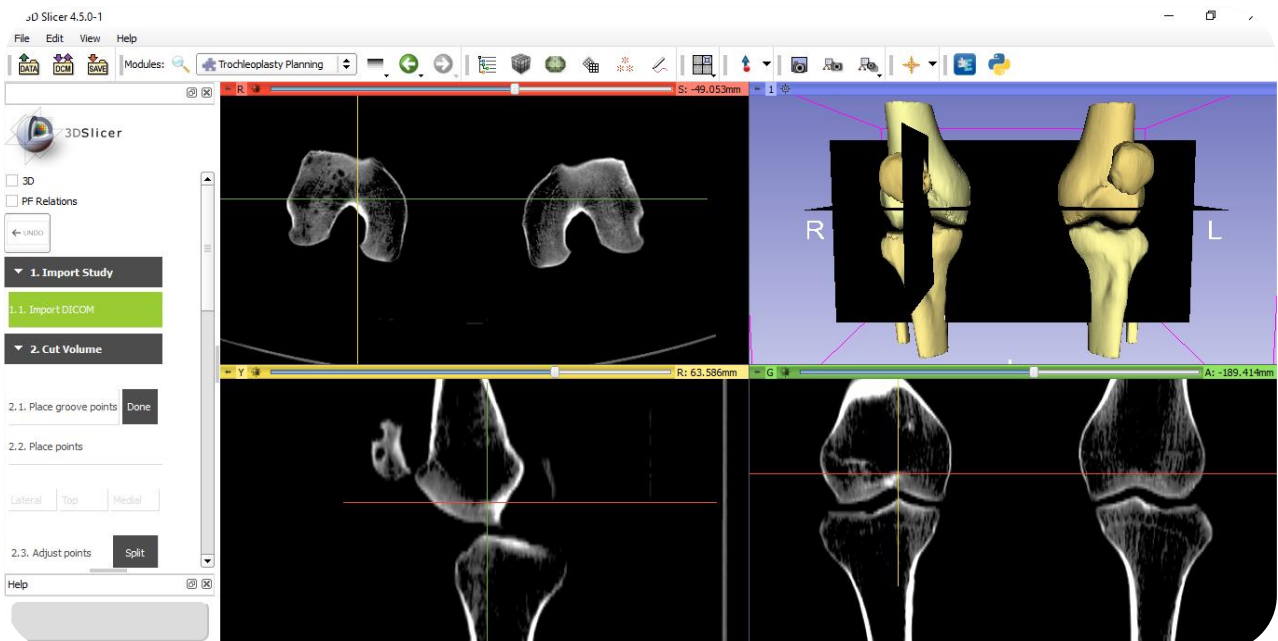


Figura 40 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 1

a verde; caso uma fase esteja a decorrer, o botão apresenta-se a amarelo). O utilizador / médico poderá visualizar os modelos dos ossos, bem como navegar pelos cortes axiais, sagitais e coronais. Poderá ainda movimentar os ossos através do painel de transformações.

Após avaliação da anatomia óssea poderá dar-se início à segunda fase - “*Cut Volume*” - do módulo “*Trochleoplasty Planning*”. Esta inicia-se clicando no botão “*Place groove points*”. O utilizador / médico posiciona os *fiducial markers* onde pretende que se situe a nova profundidade troclear, na vista sagital, como se observa na figura seguinte. Quando desejar terminar a colocação destes pontos, deverá clicar em “*Done*”.

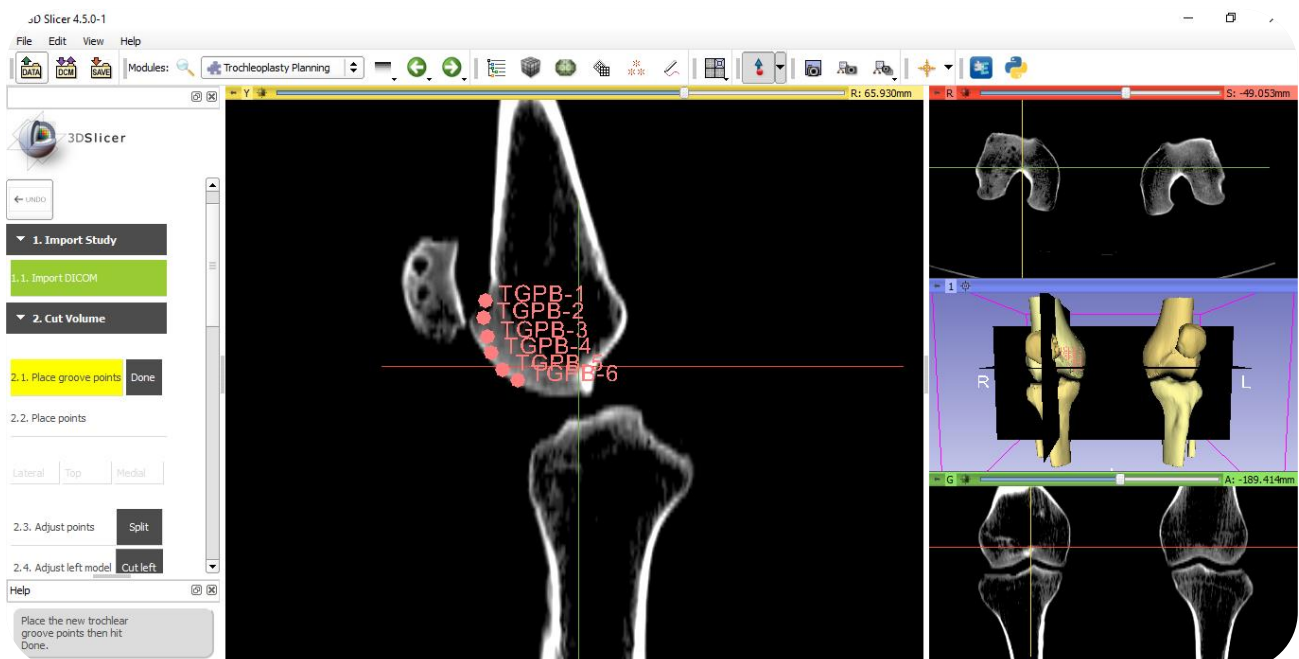


Figura 41 - Módulo “Trochleoplasty Planning” - fase 2.1

A próxima fase - “*Place points [lateral][top][medial]*” - é a marcação dos restantes três pontos de apoio ao planeamento do corte nos respetivos cortes axiais dos pontos que foram marcados na etapa 2.1: o ponto mais elevado da face lateral, o mais elevado da face medial, e o da profundidade atual da tróclea. Após o clique no botão inicia-se a colocação destes pontos, salientando-se o texto do que deverá ser marcado, como se observa na Figura 42. A transição entre a marcação dos pontos e os cortes axiais é automática.

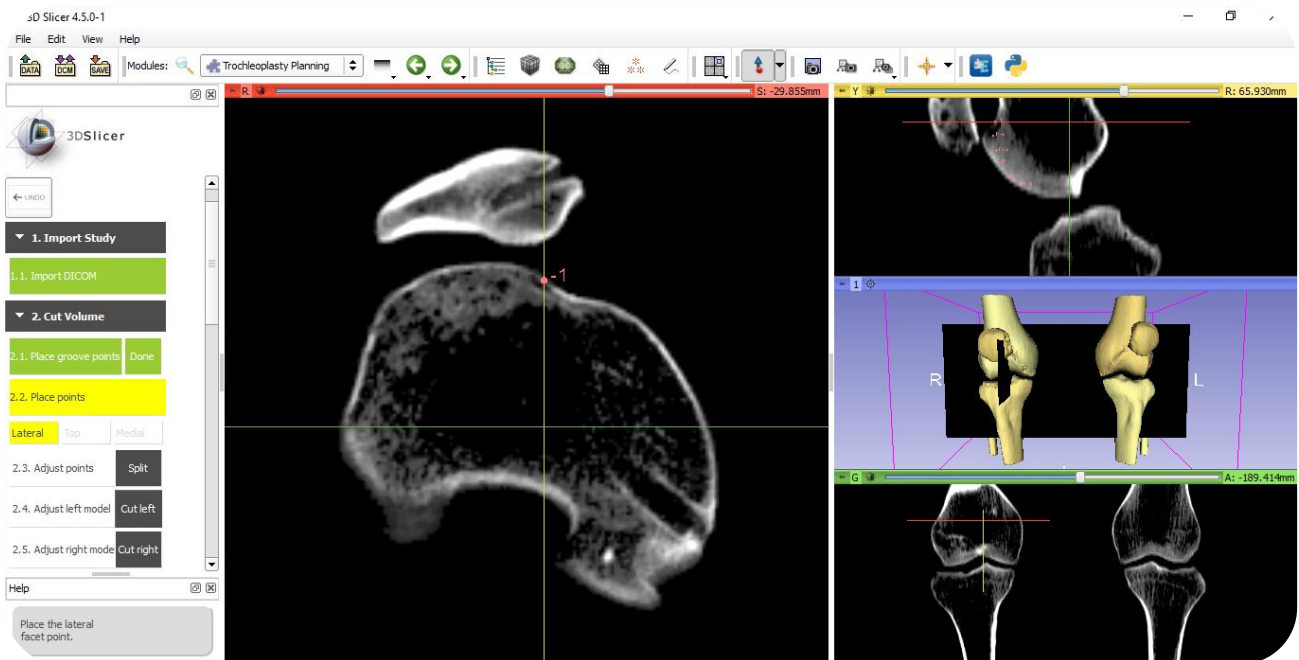


Figura 42 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.2

Em simultâneo à colocação dos pontos de referência, vai sendo criado um volume fechado, observável nas 4 vistas possíveis. Este volume representa o corte que vai ser produzido e corresponde ao osso anexado à cartilagem.

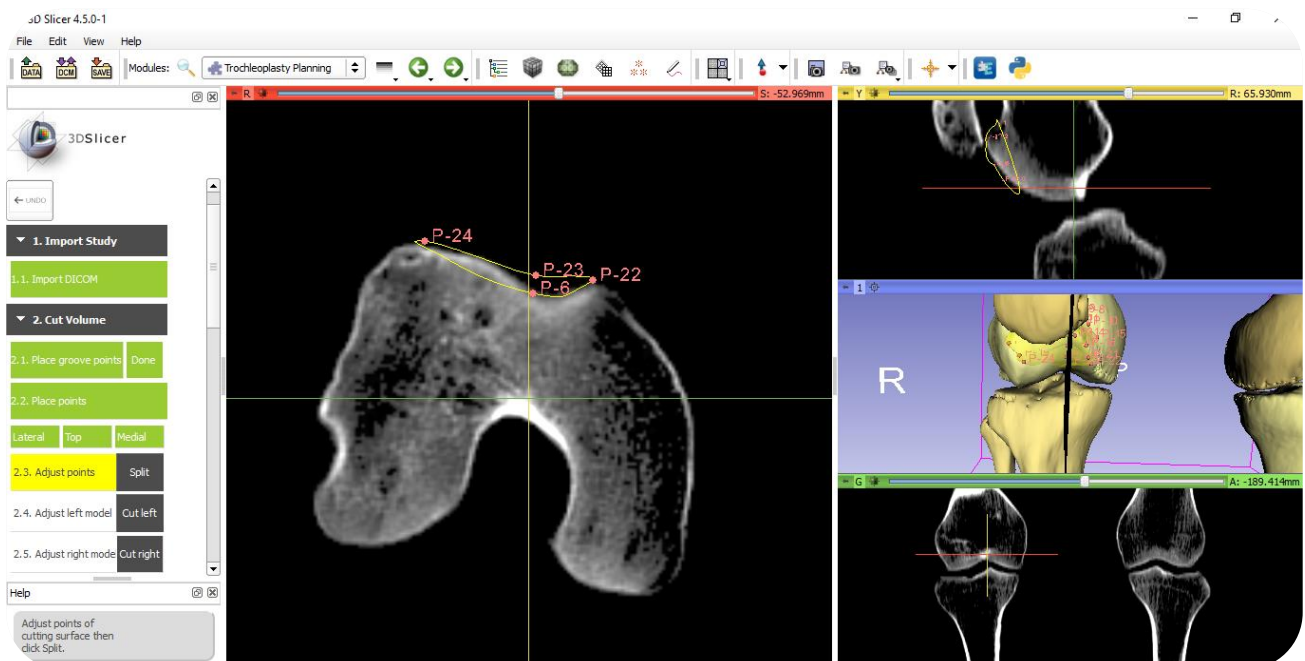


Figura 43 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 2.3



Neste momento os pontos podem ser editados – clicando sobre o ponto e arrastando – “*Adjust points*” – ou poderá recuar um passo atrás e recomençar a colocação de todos os *fiducial markers*. Depois de ajustados os pontos que delimitam o volume de corte, o osso anexado à cartilagem é colapsado – clicando no botão “*Split*” – formando-se dois modelos: um para a face lateral e outro para a medial. O modelo para a face medial é tornado não visível, ficando apenas o modelo da lateral visível, que é o primeiro a ser cortado.

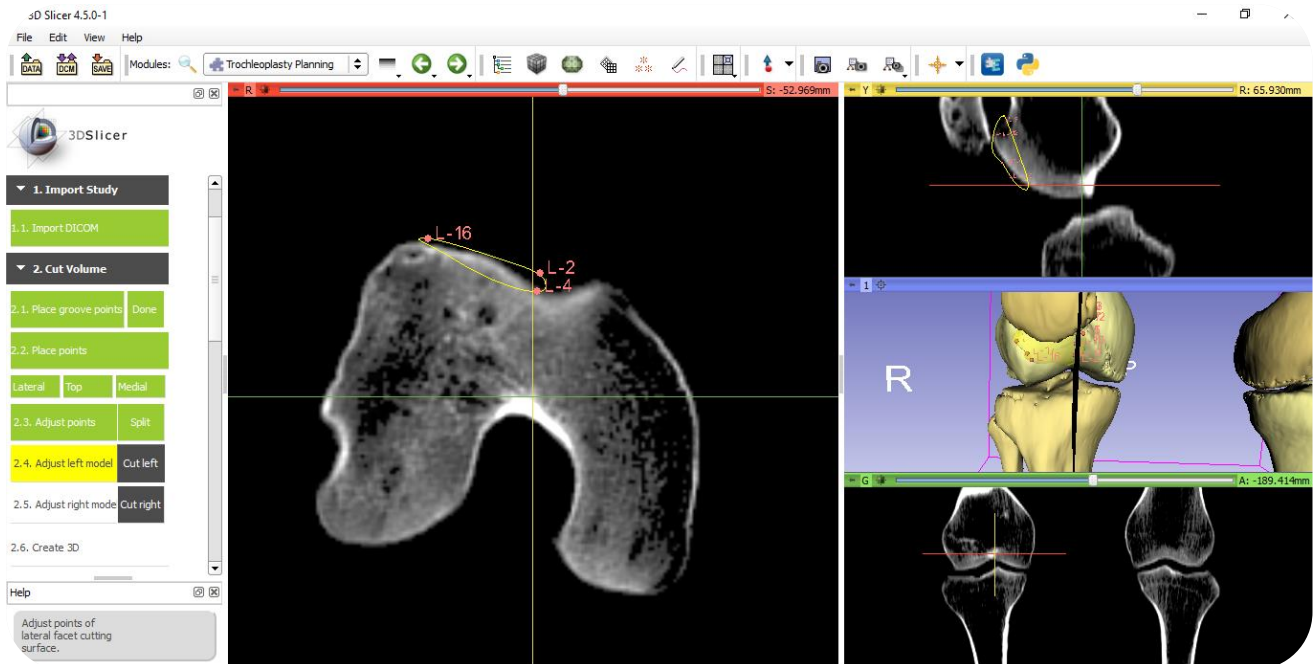


Figura 44 - Módulo "Trochleasty Planning" - fase 2.4

Após a conclusão da fase 2.3, apresenta-se o modelo para a face lateral –Figura 44. Prosseguindo para a fase 2.4 – “*Adjust left model*”, o modelo poderá ser ajustado, arrastando os *fiducial markers* “L”. O corte realiza-se após o clique no botão “*Cut left*” presente na interface. Após a conclusão do corte da face lateral, é apresentado o volume resultante e o modelo para a face medial é tornado visível –Figura 45.

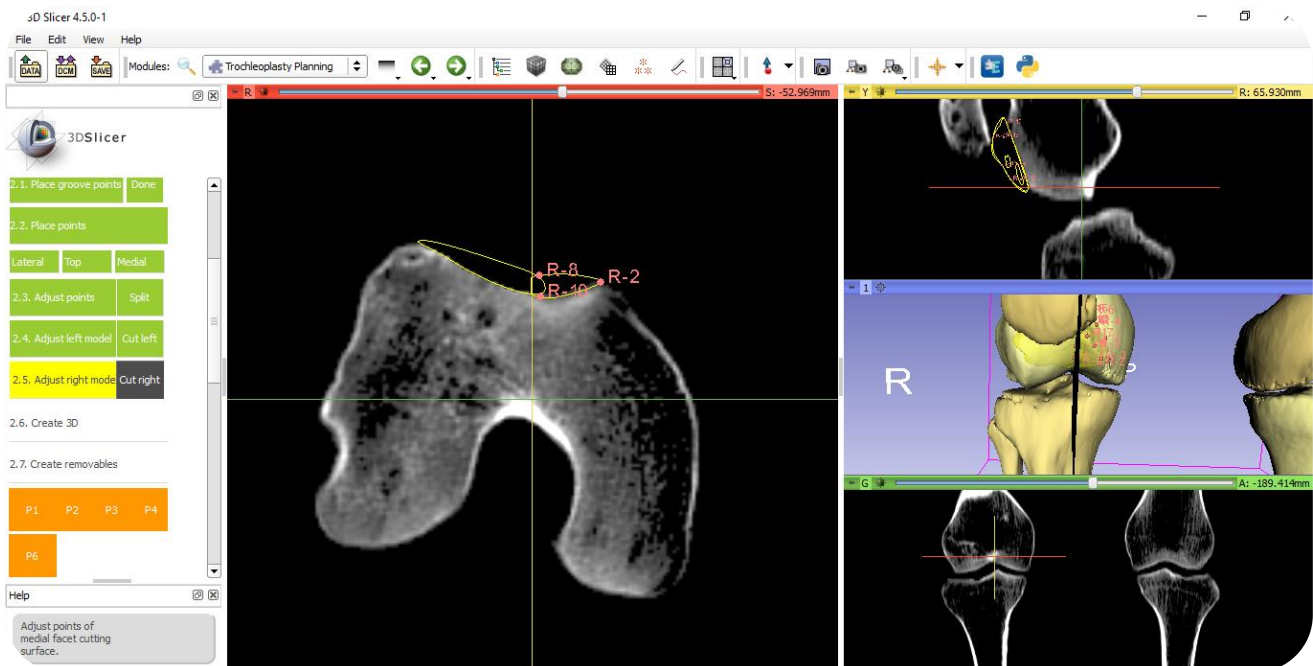


Figura 45 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.5

Assim como acontece para o modelo da face lateral, também para o modelo da face medial se ajustam os pontos que a delimitam, sendo esta a fase 2.5 – “Adjust right model”. Esta fase termina com o corte desta face, clicando no botão “Cut right”. O utilizador / médico pode agora navegar pelas vistas axial, sagital e coronal de modo a averiguar se a nova profundidade e a forma da tróclea é a desejada, podendo retroceder caso não esteja de acordo.

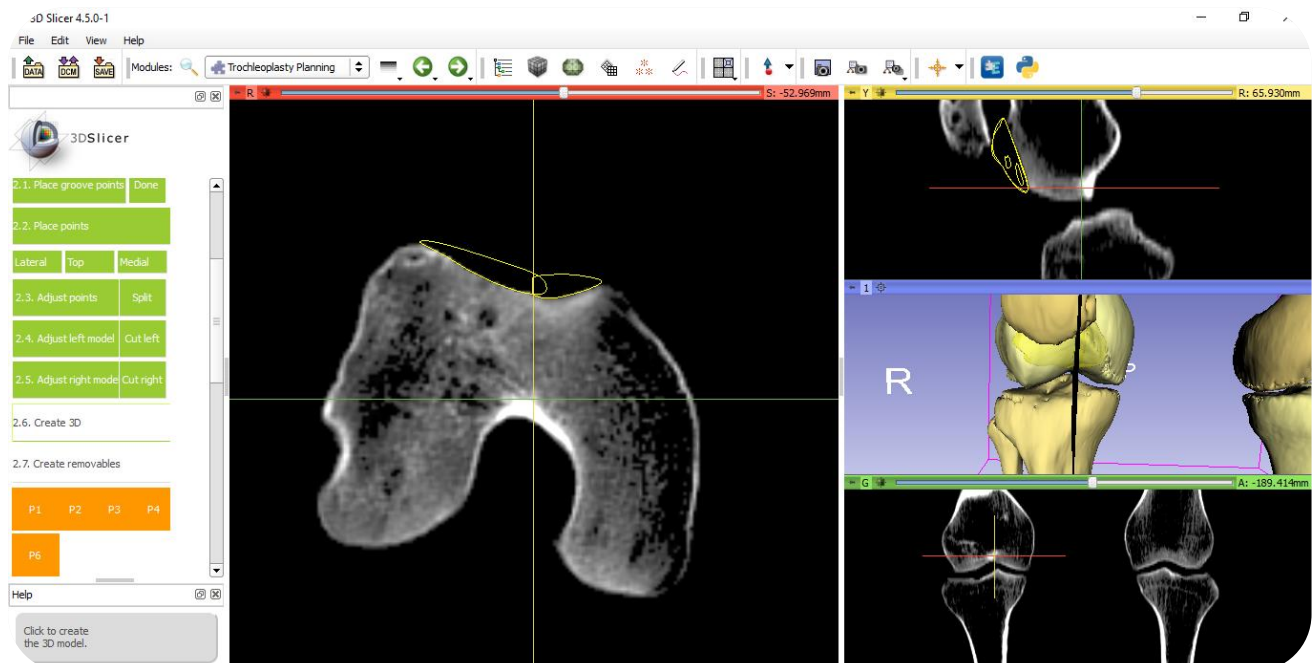


Figura 46 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - conclusão da fase 2.5

Como se observa pela Figura 46, o volume obtido com os cortes já demonstra a forma e a profundidade aproximada que a tróclea terá quando o procedimento estiver concluído.

A próxima etapa consiste na criação do modelo 3D do volume com os dois cortes – “*Create 3D*”. Este modelo permite ter uma melhor percepção do corte efetuado, possibilitando uma validação mais concisa por parte do utilizador / médico. O resultado da geração dos modelos 3D apresenta-se na Figura 47. A cada um dos modelos dos ossos poderão ser aplicadas transformações, disponíveis no painel inferior (Figura 50). Os modelos dos ossos anexados à cartilagem encontram-se na posição inicial, mas podem ser movimentados de forma a ter uma melhor visibilidade da forma da tróclea. À patela foi aplicada uma translação no eixo dos X, de modo a ter melhor visibilidade sobre a parte distal do fémur.

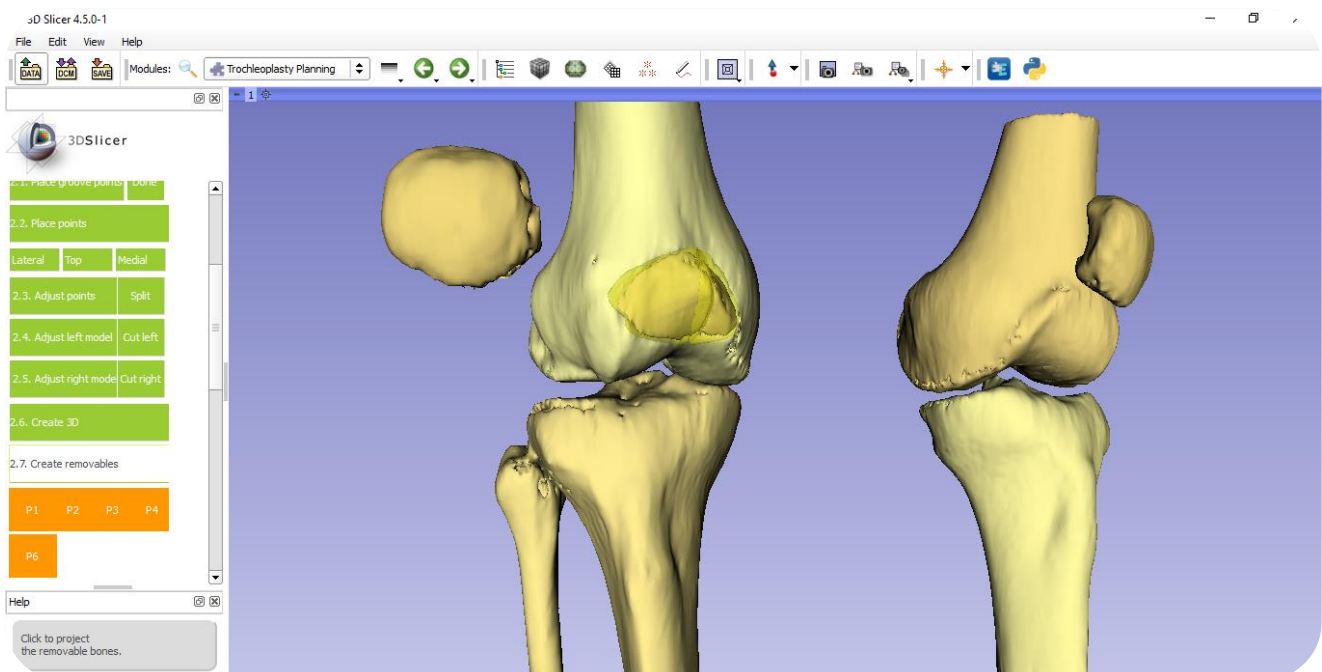


Figura 47 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.6

O utilizador / médico poderá navegar pela visualização 3D, rodar, aproximar e mover a imagem. Após a validação do corte efetuado, procede-se à fase 2.7 do procedimento – “*Create removables*”. Aqui são criados os modelos dos ossos a remover. Os modelos das faces lateral e medial são rodados automaticamente e são feitos os cortes dos ossos em excesso – ver subcapítulo 4.4. Por vezes poderão ser necessários alguns ajustes aos modelos, como ligeiras translações ou rotações. Estas poderão ser feitas através do painel da fase 3 – “*Adjustments*”. De forma a navegar rapidamente pela vista axial, existem botões que acedem diretamente a

cada um dos cortes axiais dos pontos que foram marcados. Na Figura 48 também é possível observar esses botões, a laranja, no painel do lado esquerdo.

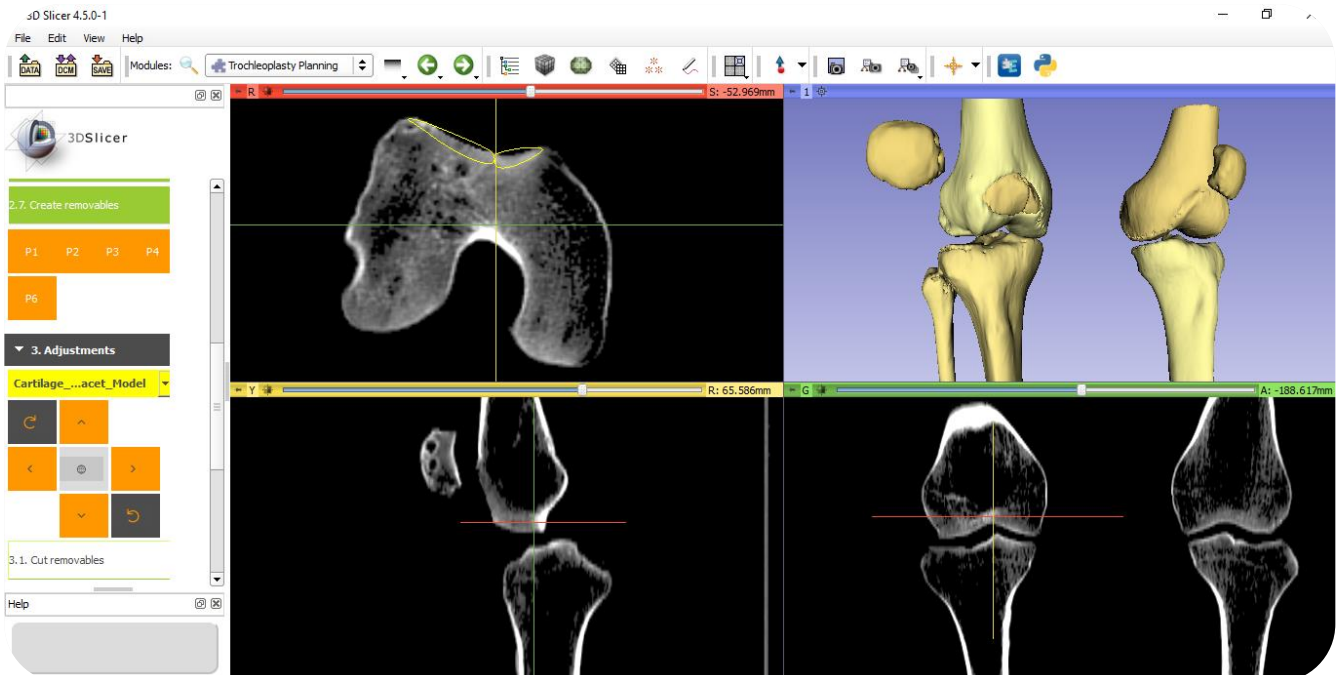


Figura 48 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 2.7 e fase 3

Depois de ajustados os dois modelos dos ossos a remover, são efetuados os cortes. A imagem obtida é agora o volume resultante dos quatro cortes – dois relativos às faces lateral e medial e

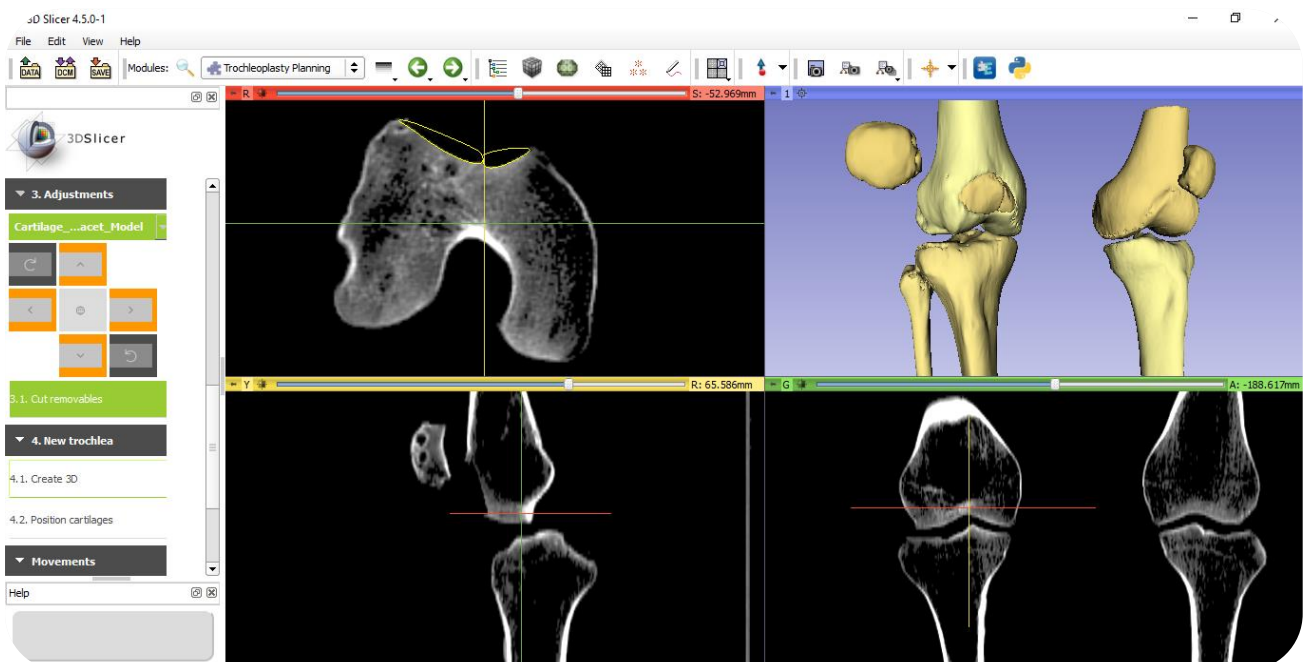


Figura 49 - Módulo "Trochleoplasty Planning" - fase 3.1

dois relativos aos ossos a remover. A fase 3.1 - “*Cut removables*” - do planeamento fica assim concluída.

O passo que se segue consiste na criação dos modelos 3D dos ossos, após os quatro cortes – “*Create 3D*”. O resultado da criação desses modelos apresenta-se na Figura 50. O utilizador / médico pode novamente navegar pela imagem e aplicar as transformações que pretender, se necessário. Os modelos 3D da figura são em tudo semelhantes aos da Figura 47, no entanto é possível observar que existem mais dois modelos, que correspondem aos ossos a retirar.

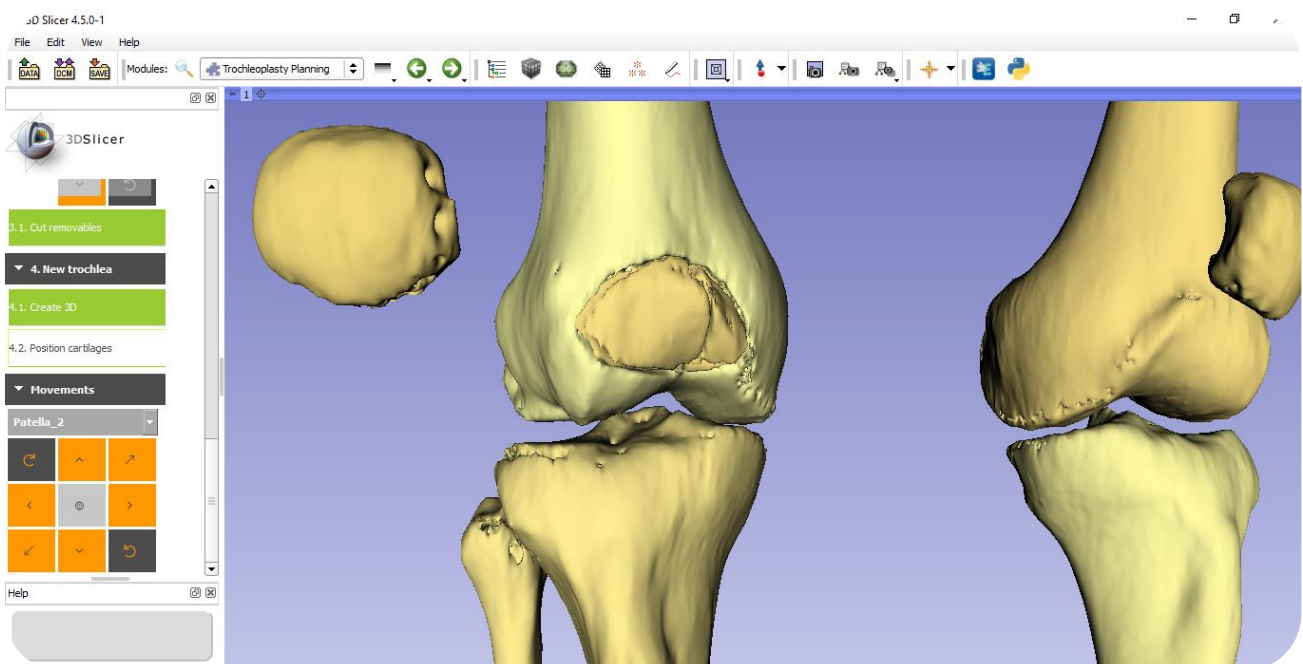
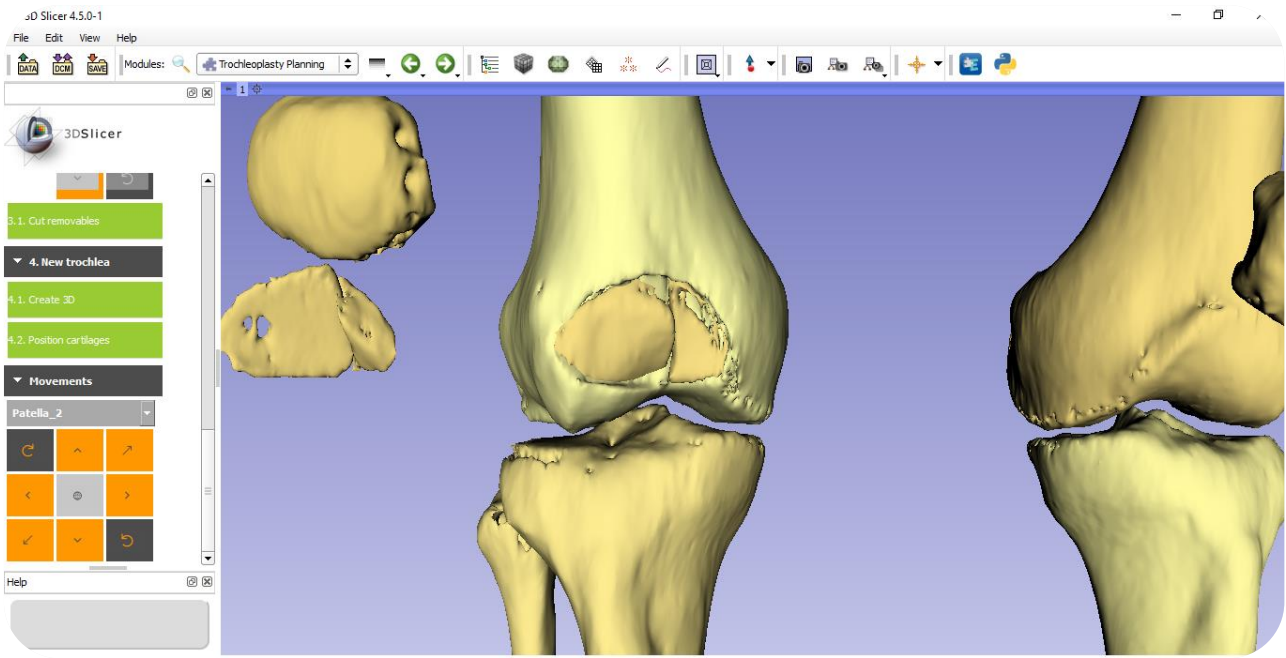
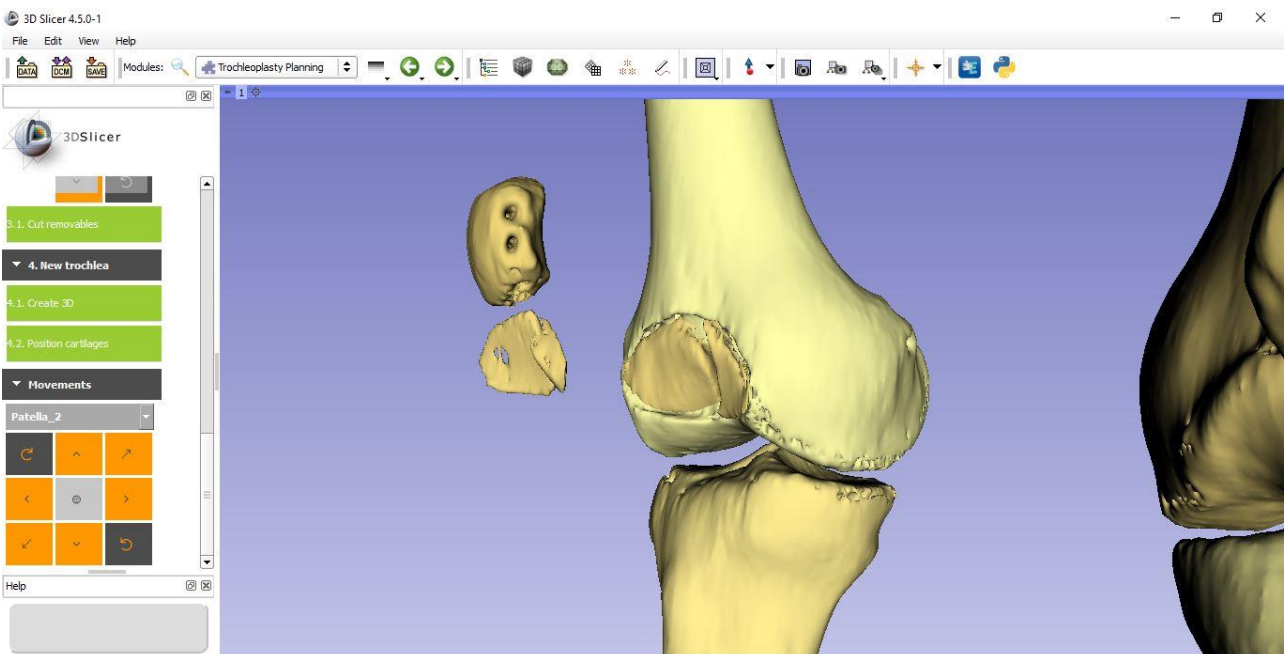


Figura 50 - Módulo “Trochleoplasty Planning” - fase 4.1

Criados os modelos 3D dos ossos, resta apenas a fase 4.2 – “*Position cartilages*” - que consiste em remover o excesso debaixo dos ossos anexados à cartilagem e colocar estes últimos na posição anteriormente ocupada pelos removidos. Ao clicar no botão, este processo é realizado de forma automática, como referido anteriormente. Os resultados apresentam-se na Figura 51 e na Figura 52, demonstrando a tróclea reformulada e os ossos extraídos à esquerda da imagem.



*Figura 51 - Módulo "Trochleoplasty Planning" – fase 4.2*



*Figura 52 - Módulo "Trochleoplasty Planning" – tróclea reformulada*

## 6. CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

Estudaram-se os casos disponibilizados, através do módulo “*Trochleoplasty Planning*” desenvolvido. Os resultados obtidos apresentados no capítulo anterior são discutidos no presente capítulo.

Ao examinar os resultados das relações patelo-femorais alcançados, surge uma questão pertinente acerca das medidas calculadas. Comparativamente com as medições feitas pelos radiologistas, os resultados calculados pelo módulo desenvolvido são significativamente diferentes para a distância TT-TG. À semelhança do que acontece com esta relação, também os resultados conseguidos para a profundidade troclear e para a lateralização da patela não aparentam estar corretos, por apresentarem valores elevados em todos os estudos.

Examinando a *script* implementada, rapidamente se concluiu que esta não contém erros. Fez-se então uma análise exaustiva das distâncias calculadas pelo *Slicer*, sendo estas independentes do módulo desenvolvido. Após alguma pesquisa descobriu-se que existem parâmetros determinantes na leitura dos ficheiros de formato DICOM. Um desses parâmetros é o *spacing*, que é uma variável informativa incluída nos ficheiros de formato DICOM, análoga a uma escala. Muitas vezes os sistemas de escrita não adicionam essa informação ao ficheiro, o que impede os sistemas de leitura deste tipo de dados de o fazerem corretamente. Quando o valor *spacing* não está informado, o *Slicer* adiciona o valor pré-definido – 1mm x 1mm x 1mm (um para cada eixo coordenado) [47]. A consequência deste erro é o que acontece com o *Slicer*, ou seja, a imagem está visualmente correta, mas a sua escala apresenta-se errada.

Este desacerto pode ser verificado no caso que se apresenta de seguida. No estudo existem dois ficheiros do mesmo paciente: um contendo uma imagem a duas dimensões destinada à medição do índice de Deschamps; outro contendo uma imagem a três dimensões de um TAC do joelho completo. Deparou-se que o *spacing* está definido no ficheiro DICOM de três dimensões, mas não no primeiro. Para cada uma das imagens calculou-se o índice de Deschamps de modo a fazer uma análise comparativa. O *spacing* definido para a imagem 2D – Figura 53-A - é de 1mm x 1mm x 1mm, sendo o *spacing* da imagem 3D – Figura 53-B - clarificado e definido em 0.5859375mm x 0.5859375mm x 1.3999634mm (estes valores poderão ser conhecidos através do módulo “*Volumes*”, presente no *Slicer*).

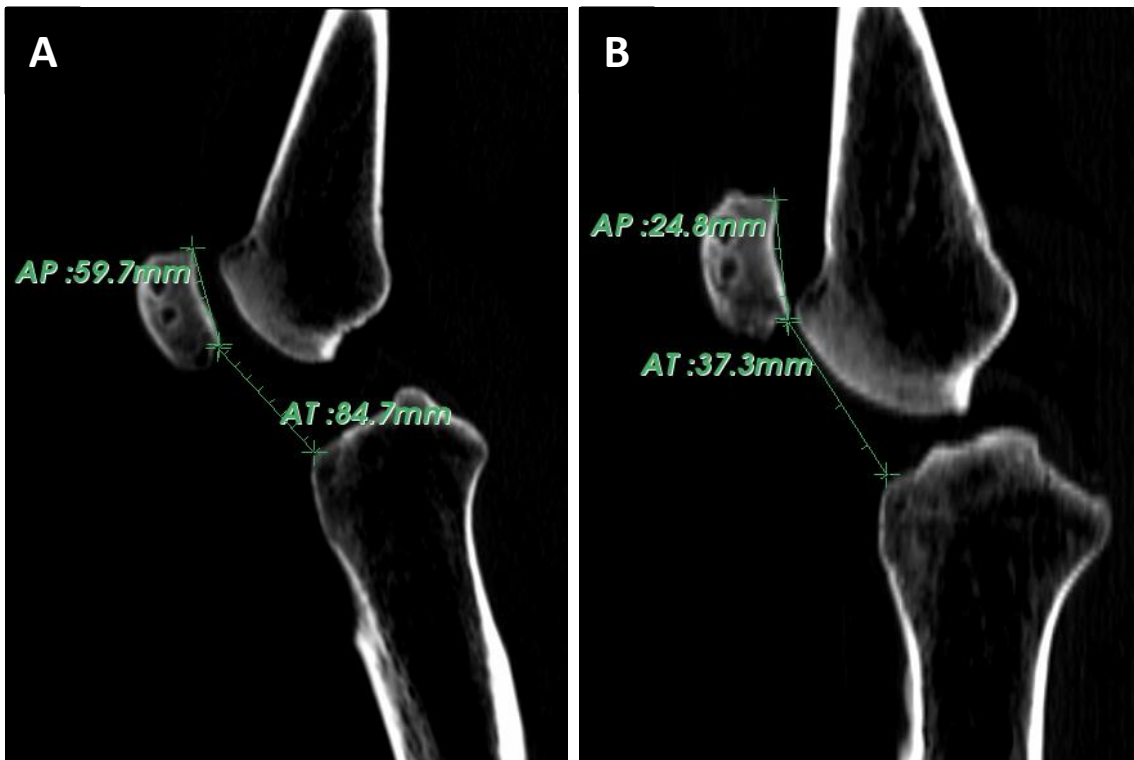


Figura 53 - Medição comparativa do mesmo paciente sem/com spacing definido

Apesar de na imagem médica da esquerda o joelho estar mais flexionado, rapidamente se observam as enormes diferenças nas distâncias calculadas pelo *Slicer*: 59.7mm para 24.8mm; 84.7mm para 37.3mm. Aplicando o valor do *spacing* com rápidos cálculos matemáticos:

$$59.7 * (1 - 0.5859375) = 24.72 \text{ mm}$$

$$84.7 * (1 - 0.5859375) = 35.1 \text{ mm}$$

Observa-se que os valores obtidos são muito semelhantes aos calculados pelo *Slicer* na figura da direita. Conclui-se então a relevância desta variável para a leitura dos ficheiros de formato DICOM no sistema *Slicer*.

Esta grandeza tem influência quando a relação retorna uma distância. Na possibilidade da medida pretendida se tratar de uma percentagem, de um ângulo ou de um rácio, o valor do *spacing* não tem influência no resultado final. Para o caso do paciente apresentado, estavam disponíveis dois estudos, onde a partir de um deles era possível obter o valor de *spacing* e adaptar ao outro. Para outros estudos de distintos pacientes esta informação poderá não estar disponível.



Os resultados obtidos nas restantes relações patelo-femorais poderão não ser exatamente iguais aos calculados pelos radiologistas, no entanto são bastante próximos. Isto deve-se ao facto dos pontos colocados, aquando do estudo destes casos não serem exatamente os mesmos do colocados pelos radiologistas.

O painel de interface foi desenhado de forma a transmitir uma ideia de guião. A sua implementação conduz o utilizador / médico por uma sequência de procedimentos necessários até chegar ao objetivo final: a tróclea reformulada.

A avaliação da reformulação da tróclea realizada para o caso de estudo apresentado no capítulo anterior permite contemplar o grande potencial que o software 3D *Slicer*, em combinação com o módulo “*Trochleoplasty Planning*”, oferece para a simulação e planeamento deste tipo de correção. A displasia apresentada no caso de estudo era de tipo D, a mais grave numa escala de 4, segundo Dejour. A sua correção foi de difícil planeamento, no entanto, como se observa na Figura 51 e na Figura 52 a forma convexa que apresentava a tróclea foi transformada numa forma côncava e com profundidade troclear. Melhores resultados e correções da tróclea, com certeza, se obterão se este planeamento for efetuado por profissionais de saúde.

De maneira a certificar a viabilidade do módulo “*Trochleoplasty Planning*” desenvolvido, terão que ser realizados mais planeamentos em diferentes casos de estudo para reformulações da tróclea.

É necessário fazer uma análise, em conjunto com um ou mais médicos-cirurgiões, para definir qual o melhor *output* para o módulo facultar ao profissional de saúde. O módulo poderá fornecer simplesmente os ângulos de corte ou um modelo impresso a três dimensões da tróclea corrigida. É possível ainda prover ao médico um modelo rígido, impresso, a três dimensões, que encaixa no joelho de forma não invasiva, contendo apenas as fendas destinadas às ferramentas utilizadas na intervenção cirúrgica.

A implementação de uma forma a que as medições das relações patelo-femorais interfiram na simulação do corte também poderá ser uma boa ferramenta a adicionar ao módulo.

Numa perspetiva de um futuro mais longínquo, o módulo poderá ser conectado a um sistema robótico – como um braço robótico - sendo a cirurgia realizada inteiramente sem intervenção humana.



## REFERÊNCIAS

- [1] R. F. Laprade, T. R. Cram, E. W. James, and M. T. Rasmussen, “Trochlear Dysplasia and the Role of Trochleoplasty,” vol. 33, pp. 531–545, 2014.
- [2] I. Özercan, P. M. M. Lopes, M. Castro, and R. Cardoso, “Patellar Instability - What a Radiologist Should Know !,” *Eur. Soc. Radiol.*, p. C-2236, 2014.
- [3] D. P. J. et al Al., “Patellar instability,” *Radiopedia*. [Online]. Available: <http://radiopaedia.org/articles/patellar-instability>. [Accessed: 21-Nov-2015].
- [4] W. BR, B. P. Jr, and O. BD, “Patellar dislocation in the United States: role of sex, age, race, and athletic participation.,” *J. Knee Surg.*, 2012.
- [5] R. M. Hasler, I. Gal, and R. M. Biedert, “Landmarks of the normal adult human trochlea based on axial MRI measurements: a cross-sectional study,” *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 22, no. 10, pp. 2372–2376, 2014.
- [6] T. O. Smith and D. Leigh, “Outcomes following trochleoplasty for patellar instability with trochlear dysplasia: A systematic review,” *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 18, no. 6, pp. 425–433, 2008.
- [7] P. Beaufils, M. Thauinat, N. Pujol, S. Scheffler, R. Rossi, and M. Carmont, “Trochleoplasty in major trochlear dysplasia: current concepts,” *Sport. Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.*, vol. 4, no. 1, p. 7, 2012.
- [8] “A history of medical imaging,” *Infinity*. [Online]. Available: <http://www.infinityugent.be/research-development/a-history-of-medical-imaging>. [Accessed: 08-Sep-2016].
- [9] “A Brief History of Medical Imaging,” *edf pulse*. [Online]. Available: <https://pulse.edf.com/en/a-brief-history-of-medical-imaging>. [Accessed: 10-Sep-2016].
- [10] “History of Medical Diagnosis and Diagnostic Imaging,” *imaginis*. [Online]. Available: <http://www.imaginis.com/faq/history-of-medical-diagnosis-and-diagnostic-imaging>. [Accessed: 06-Sep-2016].
- [11] A. B. Wolbarst and W. R. Hendee, “Evolving and Experimental Technologies in Medical Imaging,” *RSNA Radiology*. [Online]. Available: <http://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiol.2381041602>.
- [12] “Medical imaging: evolution and quality standards,” *International Hospital Equipment & Solutions*. [Online]. Available: <http://www.ihe-online.com/feature-articles/medical-imaging-evolution-and-quality-standards/index.html>. [Accessed: 07-Sep-2016].
- [13] “Surgical planning,” *Wikipedia*. [Online]. Available:

- [https://en.wikipedia.org/wiki/Surgical\\_planning](https://en.wikipedia.org/wiki/Surgical_planning). [Accessed: 27-May-2016].
- [14] “Computer-Assisted Navigation Systems For Orthopedic Surgery,” *Wellmark*. [Online]. Available:  
[https://www.wellmark.com/Provider/MedPoliciesAndAuthorizations/MedicalPolicies/policies/Computer\\_Assisted\\_Navigation.aspx](https://www.wellmark.com/Provider/MedPoliciesAndAuthorizations/MedicalPolicies/policies/Computer_Assisted_Navigation.aspx).
- [15] E. M. Kanlić, F. DeLaRosa, and M. Pirela-Cruz, “Computer Assisted Orthopaedic Surgery – CAOS,” *Department of Orthopaedic Surgery at Texas Tech University Health Sciences*. [Online]. Available: <http://www.bjbms.org/archives/2006-1/kanlic.pdf>.
- [16] A. Golant, T. Quach, and J. Rosen, “Patellofemoral instability: diagnosis and management,” *Curr. issues Sport. Exerc. Med.*, pp. 87–117, 2013.
- [17] A. Manuscript and I. Proximity, “NIH Public Access,” vol. 4, no. 164, pp. 171–180, 2011.
- [18] W. N. Scott, *Insall & Scott - Surgery of the knee*. 2014.
- [19] R. S. Thakkar, F. Del Grande, V. Wadhwa, M. Chalian, G. Andreisek, J. A. Carrino, J. Eng, and A. Chhabra, “Patellar instability: CT and MRI measurements and their correlation with internal derangement findings,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, 2015.
- [20] N. Tubbs, *Surgery of the knee*, vol. 229, no. 1400. 1985.
- [21] P. Schöttle, “Deepening Trochleoplasty,” Munich, Germany, 2015.
- [22] S. F. Fucentese, P. B. Schöttle, C. W. A. Pfirmann, and J. Romero, “CT changes after trochleoplasty for symptomatic trochlear dysplasia,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 15, no. 2, pp. 168–174, 2007.
- [23] M. V. Neumann, M. Stalder, and A. J. Schuster, “Reconstructive surgery for patellofemoral joint incongruency,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 24, no. 3, pp. 873–878, 2016.
- [24] “Digital Planning and Templating for Orthopaedics,” *OrthoView Broch*.
- [25] Brainlab, “Digital Templating,” *TraumaCAD Broch*.
- [26] “PeekMed.” [Online]. Available: <http://www.peekmed.com>. [Accessed: 22-Nov-2015].
- [27] “3D Slicer.” [Online]. Available: <https://www.slicer.org/>. [Accessed: 12-Dec-2015].
- [28] “Adding in MRML to Slicer,” *3D Slicer*. [Online]. Available: [https://www.slicer.org/pages/Adding\\_MRML](https://www.slicer.org/pages/Adding_MRML). [Accessed: 14-Dec-2015].
- [29] “NumPy.” [Online]. Available: <http://www.numpy.org/>. [Accessed: 12-Jan-2016].
- [30] “VTK - The Visualization Toolkit.” [Online]. Available: <http://www.vtk.org/>. [Accessed: 12-Jan-2016].

- [31] “CTK - The Common Toolkit.” [Online]. Available: [http://www.commonstk.org/index.php/Main\\_Page](http://www.commonstk.org/index.php/Main_Page). [Accessed: 15-Jan-2016].
- [32] “QtCreator.” [Online]. Available: <https://www.qt.io/ide/>. [Accessed: 30-Nov-2015].
- [33] “Coordinate systems,” *3D Slicer*. [Online]. Available: [https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Coordinate\\_systems#World\\_coordinate\\_system](https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Coordinate_systems#World_coordinate_system). [Accessed: 25-Jan-2016].
- [34] S. Pieper, M. Onken, M. Nolden, J. Finet, S. Aylward, N. Herlambang, A. Mehrtash, and C. Pinter, “DICOM,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.5/Modules/DICOM>. [Accessed: 18-Nov-2015].
- [35] “Visualizing Scalar Volume Data,” *Matlab*. [Online]. Available: <http://matlab.izmiran.ru/help/techdoc/visualize/chvolvi4.html>. [Accessed: 26-Nov-2015].
- [36] N. Aucoin, “Threshold Scalar Volume,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.1/Modules/ThresholdScalarVolume>. [Accessed: 27-Feb-2016].
- [37] Y. Gao, “Robust Statistics Segmenter,” *Slicer Documentation*, 2012. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.5/Modules/RobustStatisticsSegmenter>. [Accessed: 03-Feb-2016].
- [38] G. Jim Miller, “Simple Region Growing Segmentation,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.5/Modules/SimpleRegionGrowingSegmentation>. [Accessed: 03-Feb-2016].
- [39] S. Pieper, W. Plesniak, R. Kikinis, and J. Miller, “Editor,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.5/Modules/Editor>. [Accessed: 05-Jan-2016].
- [40] S. Pieper, W. Plesniak, R. Kikinis, and J. Miller, “ThresholdEffect.py,” *GitHub*. [Online]. Available: <https://github.com/Slicer/Slicer/blob/master/Modules/Scripted/EditorLib/ThresholdEffect.py>. [Accessed: 05-Jan-2016].
- [41] S. Pieper, W. Plesniak, R. Kikinis, and J. Miller, “IslandEffect.py,” *GitHub*. [Online]. Available:

- <https://github.com/Slicer/Slicer/blob/master/Modules/Scripted/EditorLib/IslandEffect.py>. [Accessed: 15-Jan-2016].
- [42] N. Aucoin, R. Kikinis, and B. Lorensen, “Model Maker,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/4.5/Modules/ModelMaker>. [Accessed: 22-Jan-2016].
- [43] A. Lasso, “Volume Clip,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/slicerWiki/index.php/Documentation/Nightly/Extensions/VolumeClip>. [Accessed: 10-Nov-2015].
- [44] “vtkMRMLLinearTransformNode Class Reference,” *Slicer*. [Online]. Available: <https://www.slicer.org/doc/html/classvtkMRMLLinearTransformNode.html>.
- [45] “Transformation Matrix,” *Math Forum*. [Online]. Available: [http://mathforum.org/mathimages/index.php/Transformation\\_Matrix](http://mathforum.org/mathimages/index.php/Transformation_Matrix). [Accessed: 06-Apr-2016].
- [46] M. J. Baker, “Maths - Rotation about any point,” *Euclidean Space*. [Online]. Available: <http://www.euclideanspace.com/maths/geometry/affine/aroundPoint/>. [Accessed: 08-Apr-2016].
- [47] “Load Overview,” *Slicer Documentation*. [Online]. Available: <http://wiki.slicer.org/slicerWiki/index.php/Slicer-3.6-Load-Overview>. [Accessed: 23-Aug-2016].
- [48] “Valgus deformity,” *Wikipedia*. [Online]. Available: [https://en.wikipedia.org/wiki/Valgus\\_deformity](https://en.wikipedia.org/wiki/Valgus_deformity). [Accessed: 27-Jun-2016].
- [49] “Fiducial marker,” *Wikipedia*. [Online]. Available: [https://en.wikipedia.org/wiki/Fiducial\\_marker](https://en.wikipedia.org/wiki/Fiducial_marker). [Accessed: 21-Jul-2016].

