



Relações Patelofemorais por Tomografia Computorizada - Análise da Variabilidade das Medições

SARA ISABEL GARRIDO DA COSTA
Outubro de 2016

Relações Patelofemorais
por Tomografia Computorizada
ANÁLISE DA VARIABILIDADE DAS MEDIÇÕES

Sara Isabel Garrido da Costa

Tese submetida ao Instituto Superior de Engenharia do Porto
para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientadores

PROF. DOUTOR CARLOS VINHAIS
Departamento de Física – ISEP

DOUTOR EDUARDO RIBEIRO
Técnico Coordenador – SMIC

Instituto Superior de Engenharia do Porto

Porto, 30 de Outubro de 2016

Agradecimentos

O meu agradecimento mais sincero é para o Prof. Doutor Carlos Vinhais que de forma determinada e paciente contribuiu para este trabalho com conhecimento e dedicação.

À instituição SMIC, mais concretamente o SMIC Boavista e o SMIC Dragão, nas pessoas do Doutor Eduardo Ribeiro, Técnico Coordenador e do Doutor Rui Aguiar, Director Clínico do SMIC Dragão agradeço o conhecimento e apoio ao longo do trabalho.

Agradeço a todas as pessoas que de forma tão carinhosa colaboraram comigo para a obtenção destes resultados e para a solidificação do problema dedico todo o meu agradecimento e estima, de forma especial à Laura e ao Nuno que perderam horas a fio a realizar medições.

Um enorme obrigada a toda a minha verdadeira família e aos meus amigos de coração.

Muito obrigada.

Resumo

A avaliação do estudo das relações patelofemorais (PF) por Tomografia Computorizada (TC) é amplamente utilizada para avaliação da instabilidade da articulação do joelho. Ao longo do tempo esta modalidade de imagem foi aprimorada através da quantificação das várias causas ou indicadores existentes na articulação do joelho com tradução imagiológica em TC, através de medições.

Para determinar a avaliação de instabilidade estão definidas um conjunto de 10 medições bilaterais efectuadas à articulação do joelho em posição neutra, relaxada e com estímulo dinâmico, contração do músculo quadríceps e flexão dos dois joelhos a cerca de 30°.

A forma de proceder à execução das medições está bem definida na bibliografia existente. O que não foi avaliada é a variabilidade destas medidas quando a mesma é realizada por observadores diferentes. Para fazer a quantificação da variabilidade das medições do estudo FP por TC foram recolhidos, retrospectivamente, 20 casos clínicos que foram medidos por 3 técnicos, ou observadores, diferentes, 2 vezes cada um dos casos, com recurso a 2 *softwares* distintos, um manual e outro semi-automático.

Este trabalho pretende compreender se há variabilidade em diferentes cenários possíveis de encontrar na prática clínica. O primeiro cenário pretende avaliar e quantificar a variabilidade dos mesmos dados quando medidos em dois momentos diferentes pelo mesmo observador, intra-variabilidade. O segundo cenário pretende avaliar e quantificar a variabilidade dos mesmos dados quando medidos em dois momentos diferentes por observadores diferentes, inter-variabilidade. Por último, prevê-se quantificar a variabilidade quando os mesmos dados são medidos pelo mesmo observador em *softwares* de medição diferentes.

A quantificação desta variabilidade vai ajudar a compreender em que termos é que estas medições estão a ser efectuadas, nomeadamente a ajudar na compreensão e detecção de possíveis erros sistemáticos. A possibilidade de sistematizar o processo para que este se torne mais àgil, rápido e produza dados reproductíveis só será possível depois de ser conhecido e quantificado o processo que é, actualmente, executado. A aspiração futura deste trabalho é servir de base à automatização das medições de forma a reduzir toda a subjctividade do processo, melhorando-o.

Palavras chave: Relações Patelofemorais; Instabilidade; Tomografia Computorizada; TA-GT; Medições.

Abstract

The evaluation of the study of the patellofemoral disease (PF) by Computed Tomography (CT) is widely used to evaluate the knee joint stability. Through time this image modality was improved through the quantification of the several causes or indicators that there exist in the knee joint with imagiological translation in CT, through measurements.

To determine the evaluation of the instability are defined a set of ten bilateral measurements done to the knee joint in a neutral and relaxed position and with dynamic stimulation, contraction of the quadricipital muscle and flexion of both knees on about thirty degrees.

The procedure of measurement is clearly set in the existing bibliography about the theme. What hasn't been evaluated is the variability of these measurements when performed by different observers. In order to make the variability quantification of the measurements of the study, PF by CT were collected, retrospectively, twenty clinical cases that were measured by three technicians, or watchers, all different, two times in each case, with the use of two different software, one manual and another semi-automatic.

This project has the intention to understand if there is variability in different possible scenarios found in the clinical practice. The first objective intends to evaluate and quantify the variability of the same data when measured in two different moments by the same observer, intra-variability. The second objective wishes to evaluate and quantify the variability of the same data when measured in two different moments by different observers, inter-variability. At last, is predicted to quantify the variability when the same data is measured by the same observer in software of different measurements.

The quantification of this variability will help to understand in what terms are these measurements being executed, namely to help to the comprehension and detection of possible systematic errors. The possibility to systematise the process in order to make it agiler, faster and that produces reproductive data will only be possible after being known and quantified the process that is, nowadays, in practice. The future intent of this work is to be a base to the automatization of measurements in order to reduce all the process subjectivity, improving it.

Key words: Patellofemoral Disease; Instability; Computed Tomography; TA-GT; Measurements.

Conteúdo

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Conteúdo	ix
Lista de Figuras	xiii
Lista de Tabelas	xv
1. Introdução	1
1.1 Relações Patelofemorais	1
1.2 Objectivos e Motivação	2
1.3 Contribuições	3
1.4 Organização da Tese	3
2. A Articulação do Joelho	5
2.1 Anatomia do Joelho	5
2.1.1 Ossos do Joelho	5
2.1.2 Articulação do Joelho	7
2.1.3 Ligamentos e Meniscos do Joelho	7
2.1.4 Músculos e Estruturas Vasculares	9
2.2 Patologia do Joelho	10
2.2.1 Patologia Patelofemoral	11
2.2.2 Condromalácia Rotuliana	12
2.2.3 Desalinhamento Rotuliano	13
2.2.4 Displasia da Articulação Patelofemoral	14
2.2.5 Altura da Rótula	15
2.3 Procedimentos Terapêuticos na Articulação Patelofemoral	15

3. Diagnóstico por Imagem	17
3.1 Radiografia	17
3.1.1 Incidência de Face	18
3.1.2 Incidência de Perfil	19
3.1.3 Incidências Axiais	20
3.2 Tomografia Computorizada	23
3.2.1 Estudo TC das Relações Patelofemorais	24
3.2.2 Protocolo de Aquisição	26
3.3 Ressonância Magnética	31
3.3.1 Execução de Ressonância Magnética ao Joelho	32
3.4 Outras Modalidades de Imagiologia	34
3.4.1 SPECT/TC	34
3.4.2 Ecografia	34
4. Medições na Patologia Patelofemoral	35
4.1 Medidas de Lateralização da Tuberosidade Anterior da Tíbia	35
4.1.1 Ângulo Q	35
4.1.2 TT-TG	37
4.1.3 TT-PCL	38
4.2 Medidas de Displasia Troclear	41
4.2.1 Ângulo Troclear	41
4.2.2 Profundidade Troclear	42
4.2.3 Assimetria Troclear dos Côndilos	43
4.2.4 Assimetria Troclear das Facetas	44
4.2.5 Ângulo de Inclinação Lateral	44
4.2.6 Eixo de Variação Troclear e Condiliana	45
4.3 Medida de Subluxação	46
4.4 Medida da Bâscula ou <i>Tilt</i>	47
4.5 Medidas da Altura da Rótula	50
4.5.1 Índice de Caton-Deschamps	50
4.5.2 Índice de Insall e Salvati	51
4.5.3 Índice Patelotroclear	52
4.6 Medida de Joelho Varo/Valgo	53
4.6.1 Torção Femoral	53
4.6.2 Torção Tibial	54
4.6.3 Torção Côndilos-Pratos	55
5. Protocolo de Medição de Casos Clínicos	57
5.1 Imagens para Medição	58
5.2 Ferramentas de Medição para <i>Siemens Somaton Emotion 16</i>	62
5.3 Ferramentas de Medição na Estação de Trabalho ADW 4.2	65
5.4 Execução das Medições	67
5.4.1 Ângulo troclear	68
5.4.2 Ângulo vertente Externa/Côndilos	68
5.4.3 Ângulo de torção côndilos/pratos	69

5.4.4	Báscula Externa das Rótulas ou <i>Tilt</i>	70
5.4.5	Subluxação Rotuliana	71
5.4.6	TT-TG	71
5.4.7	Índice de Catton	72
6.	Estudo da Variabilidade	75
6.1	Estatística Descritiva	76
6.2	Análise da Variabilidade	79
6.3	Análise Gráfica	86
7.	Conclusão	97
	Bibliografia	106

Lista de Figuras

2.1	Vista parassagital do joelho direito.	6
2.2	Estruturas ligamentares do joelho direito, em vista anterior.	8
2.3	Estruturas ligamentares do joelho direito e meniscos.	9
2.4	Vista axial do joelho.	10
2.5	Diferentes fases de desenvolvimento de osteoartrite em imagens CT.	14
3.1	Exemplo de realização de imagem de RX de face do joelho	19
3.2	Exemplo de imagem de RX de perfil externo do joelho esquerdo.	20
3.3	Posicionamento de RX axial do joelho, Ficat.	21
3.4	Obtenção de RX axial da rótula pelo método de Ficat.	21
3.5	Posicionamento de RX axial do joelho, Merchant.	22
3.6	Posicionamento de RX axial do joelho em decúbito ventral.	23
3.7	Imagens de posicionamento no aparelho TC	25
3.8	Aspecto do ambiente de trabalho da consola SIEMENS	27
3.9	Exemplo de topograma de face, bilateral.	28
3.10	Imagens adquiridas para o caso com ID 5, no aparelho Siemens	29
3.11	Exemplo de topograma de perfil	30
3.12	Imagens adquiridas para o estudo <i>standard</i> do joelho por RM	33
4.1	Medição do ângulo Q.	36
4.2	Medição de TT-TG.	38
4.3	Medição de TT-PCL.	39
4.4	Avaliação qualitativa da displasia troclear através de imagens TC.	39
4.5	Classificação de displasia troclear, qualitativa.	40
4.6	Medição do ângulo troclear.	41
4.7	Medição da profundidade troclear.	42
4.8	Medição da assimetria troclear dos côndilos.	43
4.9	Medição da assimetria troclear das facetas articulares.	44
4.10	Medição do ângulo da vertente externa do côndilo femoral	45
4.11	Medição do eixo de variação troclear e condiliana.	46
4.12	Medição da distância de subluxação.	46
4.13	Medições de deslocamento da rótula	47
4.14	Medição da báscula ou <i>tilt</i>	48

4.15	Representação esquemática para a realização de medidas de <i>tilt</i>	49
4.16	Medição do índice de Caton-Deschamps.	50
4.17	Medição do índice de Insall and Salvati.	51
4.18	Medição do índice patelo-troclear.	52
4.19	Medição de proporcionalidade da faceta articular da rótula.	53
4.20	Medição de torção femoral.	53
4.21	Medição do ângulo de torção tibial.	54
4.22	Medição do ângulo de torção tibial.	55
5.1	Imagem de subtração 1, para medição de TT-TG	61
5.2	Imagem de subtração 2, para medição de ângulo de torção condilos- pratos	61
5.3	Imagem de subtração 3 e 4, para medição de subluxação e báscula	62
5.4	Apresentação das séries em forma de diagrama no aparelho Siemens	63
5.5	Imagens da realização de subtração de imagens no aparelho Siemens	63
5.6	Medição de um ângulo no aparelho Siemens	64
5.7	Medição de distância no aparelho Siemens	65
5.8	Imagens da realização de subtração de imagens na ADW	66
5.9	Comandos disponíveis na estação de trabalho ADW	66
5.10	Exemplificação da medição de ângulos e distâncias na ADW	67
5.11	Imagem TC da medição do ângulo troclear	68
5.12	Imagem TC da medição do ângulo da vertente externa/côndilos	69
5.13	Imagem TC da medição do ângulo de torção côneilos/pratos	69
5.14	Imagem TC da medição do ângulo de <i>tilt</i> rotuliano	70
5.15	Imagem TC da medição da distância de subluxação da rótula	71
5.16	Imagem TC da medição da distância TT-TG	72
5.17	Topograma de perfil – medição do índice de Catton Deschamps	73
6.1	Efeito pós-cirúrgico da anatomia na medição de TT-TG	82
6.2	Efeito da contracção do joelho na medição da subluxação	82
6.3	Alterações que podem influenciar a medição da torção côneilos-pratos	84
6.4	Gráfico <i>Bland-Altman</i> para o observador AA	86
6.5	Gráfico <i>Bland-Altman</i> para o observador BB	87
6.6	Gráfico <i>Bland-Altman</i> para o observador CC	88
6.7	Gráfico <i>Bland-Altman</i> para o observador DD	89
6.8	Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador AA	90
6.9	Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador BB	91
6.10	Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador CC	92
6.11	Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador DD	92
6.12	Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador AA	93
6.13	Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador BB	93
6.14	Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador CC	94
6.15	Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador DD	94
6.16	Gráfico de barras, do índice medido, para todos os observadores	95

Lista de Tabelas

3.1	Parâmetros físicos de aquisição topograma de face Siemens	27
3.2	Parâmetros físicos na aquisição das séries, no aparelho Siemens	28
3.3	Parâmetros físicos de aquisição topograma de perfil Siemens	29
3.4	Parâmetros físicos do topograma de face, no aparelho GE	30
3.5	Parâmetros físicos das séries, no aparelho GE	31
3.6	Parâmetros físicos do topograma de perfil, no aparelho GE	31
4.1	Tabela de resumo das medições	56
5.1	Conteúdo de um caso clínico e estudo TC para RPF.	58
5.2	Relação das medições efectuadas com o <i>software</i> utilizado.	58
5.3	Relação das séries adquiridas com as medições efectuadas	59
6.1	Combinações possíveis entre os conjuntos de dados	76
6.2	Medição realizada para o estudo das RPF e respectivo ID.	77
6.3	Estatística descritiva da idade para os 19 casos estudados	77
6.4	Estatística descritiva dos resultados obtidos	78
6.5	TEM (<i>Technical error of measurement</i>)	80
6.6	Variabilidade do observador CC, na medida do ângulo de torção côndilos-pratos	91

Introdução

1.1 Relações Patelofemorais

Os meios complementares de diagnóstico e terapêutica personificados na imagiologia têm um papel preponderante no diagnóstico de patologias diversas, muitas vezes fazendo por si só o diagnóstico diferencial das mesmas.

O nosso sistema de saúde, em particular, tem uma forma de gestão destes meios no sentido de compreender e estudar a presença de patologia através dos exames *gold standad* inicialmente e só depois, evoluindo para exames mais informativos, mais complexos e dispendiosos, já orientados pela informação adquirida previamente pela clínica.

Há para o joelho uma linha que, consoante a patologia, compreende a realização de Radiografia (RX) e/ou Ecografia, evoluindo para Tomografia Computorizada (TC) e num momento posterior para a Ressonância Magnética (RM). No final desta linha nenhum exame se substitui, mas complementa, no sentido do melhor diagnóstico diferencial possível.

O estudo da patologia do joelho está assim muito bem compreendida através da imagem nas modalidades de RX e TC, com grande acuidade para o estudo do entalhe ósseo e da dinâmica da articulação, permitindo o estudo anátomo-fisiológico da mesma. Através do TC podemos obter algum dinamismo no estudo da articulação através da flexão e contracção do joelho, permitindo um estudo mais completo.

Actualmente, a realização de RM tem sido amplamente utilizada para o estudo da cartilagem patelofemoral (PF). Sendo, porém, algumas das informações dadas por estas sobreponíveis às do TC, outras limitadas aos princípios físicos e parâmetros técnicos da mesma.

Este trabalho foca-se no estudo das relações patelofemorais (RPF), que engloba na prática clínica um conjunto de 10 medições, realizadas através de imagens de Tomografia Computorizada, adquiridas de uma forma específica para induzir um estudo anátomo-patológico dinâmico.

Estas medidas servem para quantificar a existência ou não de patologia patelofemoral, bem como para quantificar a sua severidade e a partir desses índices definir o tratamento a efectuar. Após o tratamento, este exame pode/deve ser repetido a fim realizar uma nova quantificação do estado da articulação e, assim, avaliar o resultado do tratamento aplicado.

Estando este estudo standardizado na comunidade médica, existem valores que determinam escalas de normalidade ou patologia que levam a *guidelines* de tratamento que em casos muito severos pode mesmo passar por cirurgia. É, assim, de grande importância que o processo de medição seja realizado de forma sistemática e com a menor variabilidade possível.

Para verificar a existência de variabilidade e quantificá-la foram recolhidos 20 casos clínicos, retrospectivamente e medidos, de novo, por 3 técnicos diferentes, em 2 *softwares* diferentes. Com estes dados é esperado compreender se a realização de cada medição varia quando é medida pelo mesmo indivíduo em momentos diferentes, quando é medida por indivíduos diferentes e ainda quando o mesmo indivíduo realiza em aparelhos diferentes a mesma medição.

1.2 Objectivos e Motivação

A não existência de estudos prévios que quantifiquem a variabilidade das medições efectuadas para o estudo das RPF por TC leva à necessidade de realização desse estudo. Essa necessidade é exponenciada quando no quotidiano é verificado que técnicos diferentes têm padrões de medição diferentes e que a validação médica ainda difere quanto às medições que entende necessárias, bem como na forma como estas se devem realizar.

A oportunidade de tentar quantificar essas oscilações e compreender o seu impacto na prática clínica e no diagnóstico final, surge através desta tese que se apresenta não como uma crítica à forma de execução das mesmas, muito pelo contrário, é a necessidade de rigor que leva ao surgimento da questão : "Será um *software* de medição automática mais adequado?".

Ao longo deste trabalho apresenta-se todos os dados que ajudam a compreender este processo através das perguntas chave: porque se faz, quando se faz e como se faz

o estudo TC das relações patelofemorais. No final é esperada a resposta à questão levantada, justificada através dos dados recolhidos e da análise da variabilidade dos mesmos.

1.3 Contribuições

As contribuições que surgiram como fruto deste trabalho e que podem contribuir para o enriquecimento deste tema são:

- Compilação da informação chave acerca da temática que envolve o estudo das relações patelofemorais por Tomografia Computorizada;
- Apresentação detalhada dos passos necessários para a realização de um estudo de Tomografia Computorizada às relações patelofemorais;
- Realização de estudo para quantificação da variabilidade no estudo das relações patelofemorais;
- Estudo quantitativo da variabilidade intra-observador e inter-observador em estudos TC das RPF;
- Estudo quantitativo da variabilidade intra-*software* para a realização das medições implicadas no estudo TC das RPF;

1.4 Organização da Tese

Os capítulos que compõem este trabalho enumeram-se a seguir:

No **Capítulo 2** dá-se uma breve introdução à anatomia da articulação do joelho e à patologia que pode afectar esta estrutura, ou seja, a patologia patelofemoral.

No **Capítulo 3** são descritas as principais modalidades de imagem que se aplicam ao diagnóstico da patologia patelofemoral, a sua aplicação prática, os benefícios e limitações, bem como os protocolos base de execução, com especial relevo para a Tomografia Computorizada e para os *softwares* por ele utilizados.

No **Capítulo 4** são enumeradas e descritas as principais medições efectuadas para diagnóstico da patologia patelofemoral apresentadas na bibliografia, definidas as suas vantagens e desvantagens, bem como a sua aplicação prática.

No **Capítulo 5** é descrito o processo de selecção das imagens, apresentado o *software* envolvido no processo de medição e apresentadas as medições que são efectuadas na prática clínica, as mesmas que foram efectuadas para a execução dos 20 casos clínicos analisados.

No **Capítulo 6** são apresentados e analisados os dados, de forma a avaliar e quantificar variabilidade das medições efectuadas, nomeadamente variabilidade intra-observador, inter-observador e intra-*software*.

Finalmente, no **Capítulo 7** são retiradas ilações sobre os dados analisados e essencialmente sobre a quantificação da variabilidade que está presente no processo de medição.

A Articulação do Joelho

2.1 Anatomia do Joelho

2.1.1 Ossos do Joelho

As estruturas ósseas do joelho incluem o fémur, a tíbia, o perónio e a rótula, podemos identificar estas estruturas na Figura 2.1.

O **fémur** é o maior osso do corpo humano e é fundamental na locomoção do corpo. É a sua porção distal que compõe o joelho através dos seus côndilos, medial e lateral. Estes estão anatomicamente preparados para articular com os outros dois ossos, anteriormente com a rótula e inferiormente com os côndilos da tíbia [1, 2]. Parte integrante dos côndilos do fémur são os epicôndilos, também laterais que servem de estrutura para a inserção de determinados ligamentos e tendões, bem como toda a irrigação nervosa e vascular do membro inferior [3, 4]. A fossa intercondiliana é uma depressão, na região posterior, entre estas duas estruturas, cujo objectivo, além de articular é servir de suporte à inserção de dois ligamentos importantes à estabilidade do membro: ligamento cruzado anterior e posterior. Outra estrutura de relevo é a superfície rotuliana, ou tróclea, ligeira depressão, vista anteriormente, onde os côndilos são mais salientes [1, 5].

A **rótula** é um osso sesamoide, o maior do corpo. A particularidade dos ossos sesamoides é que se desenvolvem nos tendões dos músculos a fim de aliviar a pressão exercida sobre estes. Na prática a força necessária para realizar um movimento é diminuída, implicando menor contração do músculo e desgaste do tendão [3, 2, 4]. As principais estruturas que compõem a rótula são: o ápice, a base e a faceta articular. O ápice é a estrutura mais distal e a base a estrutura mais proximal, o

que é justificado através das forças que cada tendão exerce sobre ela: tendão do quadríceps femoral na base e tendão rotuliano no ápice [1, 5].

A **tíbia** não participa da constituição desta articulação da mesma forma que as outras estruturas, ela serve apenas de estrutura de apoio, através dos pratos tibiais, côncavos, que suportam os meniscos que permitem a flexão da articulação do joelho [5, 2]. Outra estrutura importante é a eminência intercondilar, também chamada de espinha tibial que é uma saliência entre as duas facetas articulares, onde se ligam os ligamentos cruzados [4, 3]. A tuberosidade anterior da tíbia é outra estrutura importante, palpável e fácil de identificar, assume uma forma triangular ao toque, essencial para a inserção do ligamento rotuliano, que na outra extremidade se liga ao ápice da rótula, como já vimos [1].

O **perónio** é um osso longo tubular externo que articula com a tíbia na sua porção proximal, através da articulação tibio-peronial e distal. Serve de apoio à inserção de ligamentos e tendões que estabilizam a articulação do joelho, não fazendo directamente parte da articulação [3].

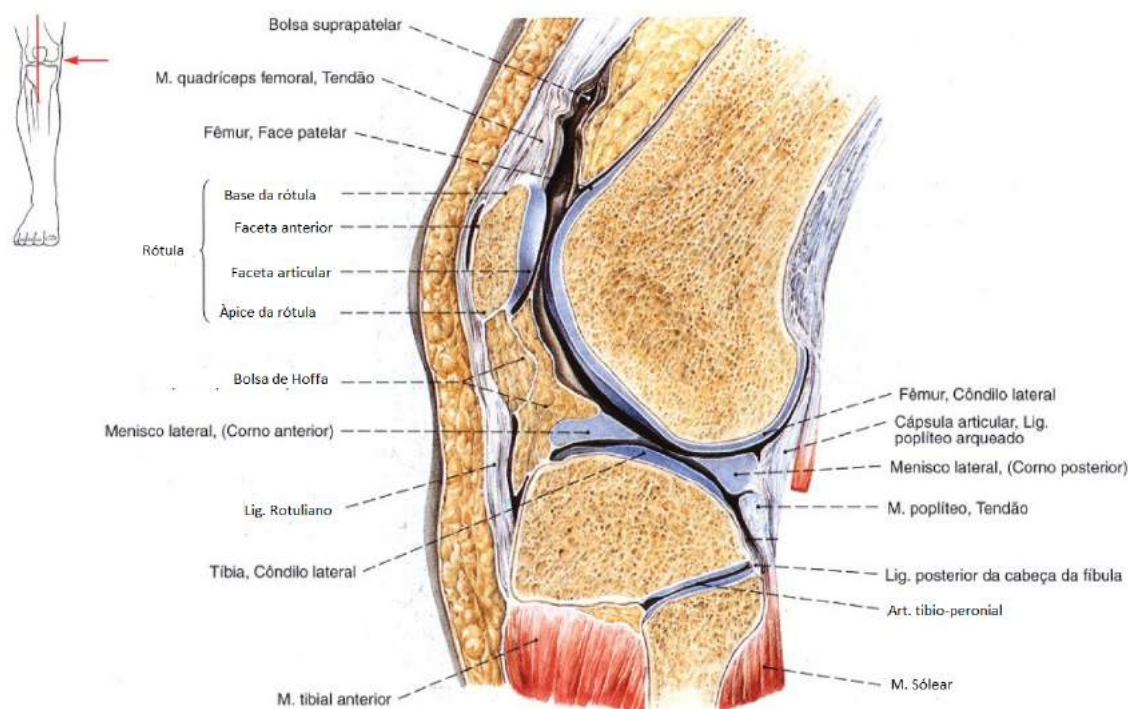


Fig. 2.1: Vista parasagital do joelho direito, adaptado de [6].

2.1.2 Articulação do Joelho

O joelho é uma articulação, uma vez que se envolve o movimento síncrono de mais do que um osso. O exemplo concreto do joelho é uma articulação sinovial, do tipo gínglimo, ou em dobradiça, que privilegia a flexão e extensão do membro, bem como uma ligeira rotação [1, 2, 5].

Estas articulações são as mais complexas e têm várias funções entre elas: amplitude alargada de movimentos, movimentos precisos e suaves, manutenção da estabilidade e fornecer força ao movimento [3, 4]. A classificação sinovial implica que haja uma cápsula articular, cartilagem articular, líquido sinovial e meniscos [1, 2]. A cápsula articular, como o nome indica reveste toda a articulação, através da conceção de várias bandas de membrana fibrosa, de forma irregular. Junto ao côndilo lateral esta é composta apenas pela membrana sinovial, que é a maior extensão de membrana no corpo humano. A rótula e o ligamento rotuliano participam da cápsula na vertente anterior da articulação [3, 5].

A membrana sinovial reveste o interior da cápsula articular, como as estruturas do seu interior, os ligamentos, os meniscos, a rótula, o fémur e a tíbia. Todas as estruturas ósseas estão cobertas por cartilagem articular, que segue os contornos ósseos anatómicos, que vai sofrendo desgaste do embate ósseo. Esta membrana produz líquido sinovial que ajuda a manter a integridade da articulação: lubrificada e hidratada [2].

A membrana sinovial ajuda na criação das bursas que é a individualização de pequenos sacos de líquido sinovial que através deste reduz o atrito entre as estruturas. As bursas que existem nesta articulação totalizam o número 13. As principais são as quatro bursas presentes no compartimento anterior: suprapatelar, de maiores dimensões, a infrapatelar, a pré-patelar cutânea e subcutânea [5, 4].

2.1.3 Ligamentos e Meniscos do Joelho

A articulação do joelho tem vários ligamentos associados que se enumeram a seguir e se representam na Figura 2.2 e Figura 2.3:

- Ligamento rotuliano: vai desde o ápice da rótula até à tuberosidade anterior da tíbia. Constitui a parte distal do tendão do músculo quadricipital;
- Retináculos da rótula (medial lateral): sustentam a cápsula articular do joelho. Vão desde o bordo da rótula até às tuberosidades dos côndilos e é aqui que se funde o ligamento patelofemoral medial;

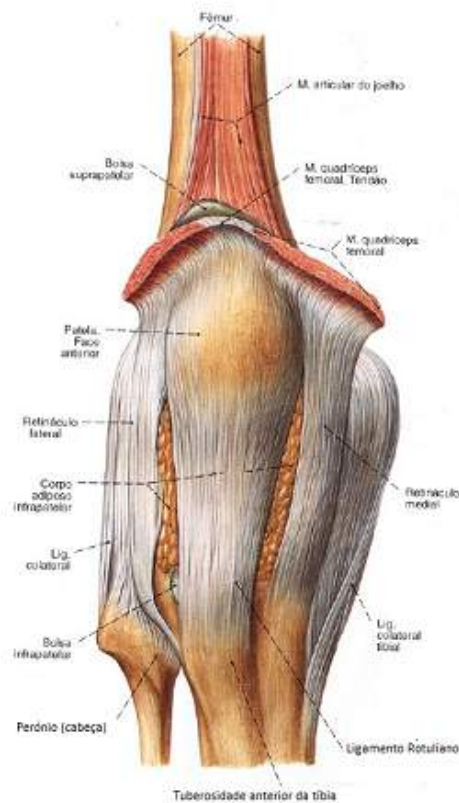


Fig. 2.2: Estruturas ligamentares do joelho direito, vista anterior, adaptado de [6].

- Ligamento poplíteo: o arqueado vai desde a cabeça do perônio até à cápsula articular, posteriormente e o oblíquo é uma extensão do tendão semimembranoso e é um reforço da cápsula articular, vai desde o côndilo medial da tíbia até à parte central da cápsula articular, posteriormente e forma o chão do cavado poplíteo;
- Ligamentos colaterais: o ligamento colateral interno insere-se na tuberosidade interna do côndilo do fêmur e no bordo interno da tíbia. O ligamento colateral externo insere-se na tuberosidade do côndilo externo do fêmur e na cabeça do perônio, sendo este mais forte e resistente. Estes ligamentos têm comunicação com os meniscos, mas não aderem aos mesmos;
- Ligamentos cruzados: os ligamentos cruzados são extremamente fortes e cruzam no centro da articulação, formando um x entre eles. O ligamento cruzado posterior insere-se na fossa intercondiliana posterior da tíbia e o seu trajeto termina na porção lateral e frontal do côndilo medial do fêmur. O ligamento cruzado anterior insere-se na depressão da eminencia intercondiliana, anterior-

mente, e o seu trajecto termina na porção lateral do côndilo lateral do fémur. O papel destes ligamentos é manter estáveis e limitados os movimentos dos ossos longos que constituem esta articulação;

- Ligamentos coronários (lateral e medial): permitem a união dos meniscos aos pratos tibiais, ou mais correctamente, às laterais da cabeça da tibia;
- Ligamento transverso: une as porções anteriores dos dois meniscos e permite o seu movimento em bloco;
- Ligamento menisco-femoral (anterior e posterior): faz a união entre o menisco externo, o côndilo interno do fémur e o ligamento cruzado posterior [1, 2, 5].

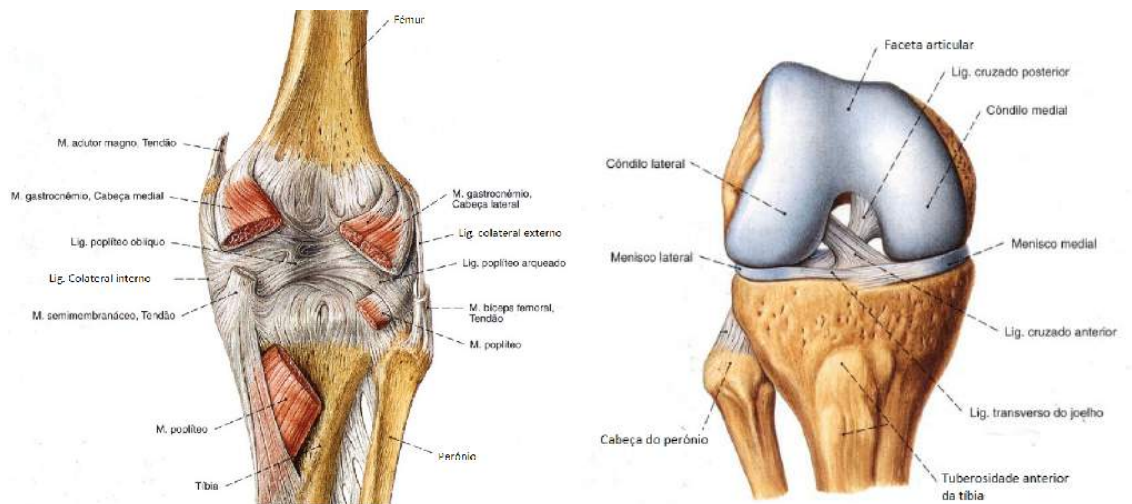


Fig. 2.3: Estruturas ligamentares do joelho direito e meniscos: (a) vista posterior; (b) vista com o joelho em flexão a 90°, adaptado de [6].

Os meniscos são estruturas semilunares formados por fibrocartilagem. As bordas são convexas e a região mais interna côncava, para permitir o movimento dos côndilos femorais, que são arredondados, diminuindo o impacto do choque ao movimento condiliano. Os meniscos são divididos ainda em duas regiões: corno anterior e posterior [5, 2, 3].

2.1.4 Músculos e Estruturas Vasculares

Há vários músculos que estão compreendidos nesta estrutura, alguns advêm da coxa e fazem a sua inserção tendinosa nesta estrutura, outros iniciam nesta articulação

e constituem a perna. Podemos enfatizar o músculo gastrocnémio, o semimembranoso, o semitendinoso, o grácil, o sartório, o bíceps femoral, o músculo poplíteo e ainda o solear e o tibial anterior, representados na Figura 2.3 e Figura 2.4. O principal músculo que constitui e mantém a estabilidade desta articulação é o músculo quadríceps femoral, juntamente com o vasto lateral e medial na sua porção mais distal [3, 6].

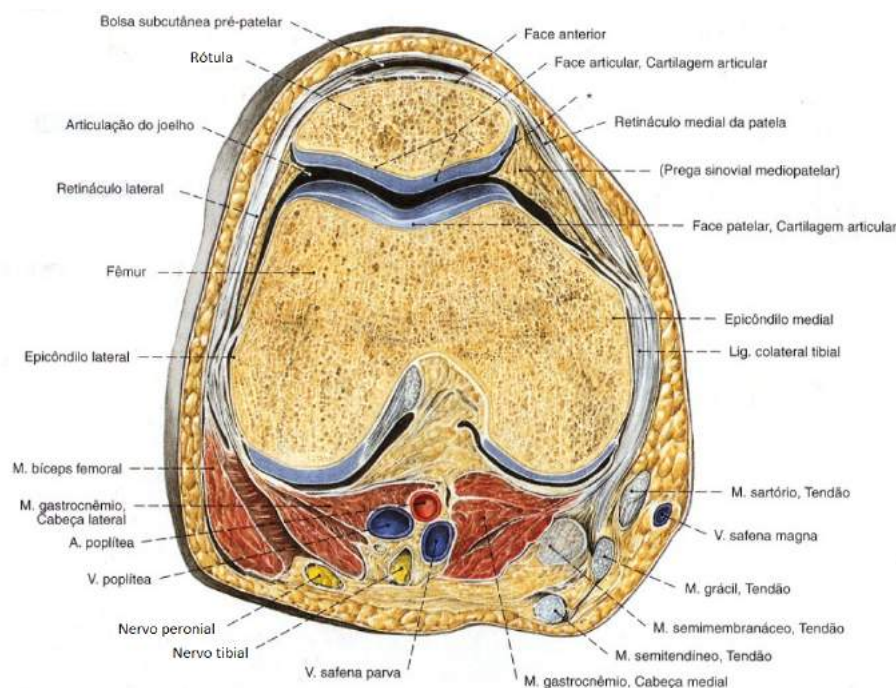


Fig. 2.4: Vista axial do joelho, adaptado de [6].

Como qualquer estrutura anatómica a articulação do joelho é innervada e irrigada. As artérias que irrigam a articulação são ramos das artérias femoral superficial e profunda, poplítea, tibial anterior e peroneal circunflexa. O retorno venoso é feito pelas veias safenas e veia poplítea [2]. A inervação desta articulação também é feita a partir de ramos dos nervos principais: obturador, femoral e tibial [5].

2.2 Patologia do Joelho

A patologia do joelho pode ter múltiplas causas, sintomas e consequências. A limitação funcional que esta pode induzir, através da sua manifestação dolorosa, é severa. A ideia de que a algia (vulgarmente designada de dor) no joelho apenas aparece com o avançar da idade ou com lesões por eventos traumáticos não pode ser generalizada quando há uma algia difusa e incapacitante no jovem adulto.

2.2.1 Patologia Patelofemoral

A patologia patelofemoral define-se como uma qualquer alteração que implique o envolvimento da rótula, do fémur e da superfície articular destas estruturas [7].

É difícil compreender o que se apresenta como causa ou consequência neste contexto, mas a falta de estabilidade da articulação leva a subluxações, que consequentemente levam a alterações na configuração da articulação, criando um ciclo. A falta de estabilidade da articulação é sinónimo de patologia que se pode manifestar de duas formas possíveis: instabilidade e queixas álgicas intensas no compartimento anterior da articulação. A instabilidade leva a episódios de subluxação e a algia é uma consequência da deterioração da cartilagem da articulação, portanto, uma consequência [7, 8, 9, 10]. A percentagem de luxação do joelho representa apenas uma pequena percentagem de ocorrência, 3%, da patologia referenciada para esta estrutura [10, 7, 11]. A forma mais simples de compreender a luxação da rótula é associar este episódio ao movimento da mesma, lateralmente [10, 12].

A luxação da rótula pode ocorrer por dois mecanismos diferentes: induzida por existência de contacto e sem contacto. Quando há contacto é fácil compreender que a rótula é empurrada para fora da articulação, onde anatomicamente deve estar. Para ocorrer com ausência de contacto significa que há um conjunto de sucessivos movimentos a considerar: rotação interna do fémur mais contracção do quadríceps mais flexão com rotação externa do fémur [13]. Embora a percentagem de luxação seja pequena, o seu impacto é grande, implicando hemartrose (sangramento dentro da cápsula articular por ruptura de capilares sanguíneos e diminuição/perda funcional da articulação) [7, 11].

Para manter a estabilidade da articulação é preciso que três estruturas anatómicas estejam completamente preservadas e íntegras: músculo quadricipital, o retináculo e o a geometria da articulação [7, 8]. O movimento isolado da rótula está estabilizado pelo ligamento patelofemoral medial [14]. Este ligamento, aquando avaliação cirúrgica, para tratamento, apresenta-se comprometido em 94% dos episódios de luxação da rótula [8].

Os factores de instabilidade quando presentes na articulação são visíveis no movimento através da flexão e contracção do membro [8]. Há várias correntes ideológicas para identificar o grau de instabilidade da articulação, uma das sugestões é a classificação sugerida pela *Lyonnaise school* [13]. Esta subdivide a instabilidade em três grupos: instabilidade objectiva, instabilidade potencial e dor patelofemoral [13, 15]. Instabilidade objectiva: pacientes que experimentaram pelo menos um episódio de

subluxação e com um factor de risco; Potencial instabilidade: sem episódio de subluxação e com um ou mais factores de instabilidade. Dor: inexistência de factores de instabilidade [13, 15, 16, 11, 8].

Associados aos factores de instabilidade existem ainda outros a considerar: os factores externos e internos à articulação patelofemoral que possam levar à ocorrência de subluxação. Os factores externos são nada mais do que todos os acontecimentos que possam levar à ocorrência de luxação da rótula, quer sejam anátomo-patológicos ou comportamentais [13]. Os factores internos são:

- Idade: mais comum em adolescentes (< 20 anos), embora adultos com osteoartrite do joelho estejam também propícios [13, 17, 18, 7];
- Sexo: o sexo feminino é mais susceptível quer à ocorrência, quer à reincidência de luxação da rótula (3:1), sendo que o evento está intimamente ligado à lesão do ligamento patelofemoral médio [8, 13, 17];
- Antecedentes de luxação da rótula: leva à criação de dano cartilágneo que induz cada vez mais instabilidade e aumenta a probabilidade de reincidência (7:1) [13, 7];
- Factores anatómicos: são todas as alterações que a anatomia da articulação possa sofrer a fim de a tornar instável [11, 13].

A comunidade científica utiliza ainda a classificação dos factores principais de instabilidade, que já se relacionam com a presença da patologia adjacente: displasia troclear, anormal altura da rótula (patela alta), alterações à distância TT-TG (tuberosidade tibial-goteira troclear), e alterações relacionadas com o alinhamento do mecanismo extensor [11, 13, 19, 16]. Os factores principais estão intimamente relacionados com a anatomia da articulação, mas principalmente com a forma que a tróclea assume [16, 11]. A classificação dos factores secundários de instabilidade são: Joelho valgo/varo; *genu recurvatum*, ângulo de torção patológico (fémur/tíbia) ou ângulo patológico de torção côndilos-pratos, a displasia da rótula e a pronação da articulação subastragalina [11, 13, 19, 16].

2.2.2 Condromalácia Rotuliana

A condromalácia rotuliana foi o primeiro conceito de desgaste da cartilagem do joelho descrito na literatura [7]. Inicialmente associado à clínica pelo aparecimento de

uma dor aguda no compartimento anterior do mesmo [20, 7]. A existência de condromalacia prevê erosão, desgaste, edema, o aparecimento de fissuras e a diminuição da espessura [20].

A passagem do tempo levou a que este desgaste fosse avaliado em termos de imagem e compreendido através da análise qualitativas das estruturas através da existência de assimetrias [7]. A condromalacia leva ao desenvolvimento de osteoartrite, que é facilmente classificado através de imagens CT, numa classificação de I-IV, como ilustrado na Figura 2.5 [21, 22].

A RM é hoje uma ajuda essencial na classificação da condromalacia através do aspecto que a cartilagem apresenta nas imagens. Esta classificação estende-se de grau 0, normal, até grau 5, alterações ósseas associadas e presença de cistos subcondrais [20].

2.2.3 Desalinhamento Rotuliano

O desalinhamento rotuliano não é mais do que um desvio da rótula da sua posição normal, ou seja na presença de flexão/extensão do joelho a rótula desloca-se sobre a tróclea [7, 12]. Foi descrito pela primeira vez em 1960 e era suficiente para justificar a dor no compartimento anterior do joelho ainda mal compreendida à data [7]. Actualmente, este desalinhamento ainda é o culpado pela dor no compartimento anterior da articulação do joelho, mesmo sem outros factores de instabilidade rotuliana [12].

O alojamento da rótula fora do alinhamento do membro leva à existência de *tilt* da rótula. Este movimento acontece através da lateralização da rótula por perda de cartilagem que leva a que esta possa articular simetricamente e a uma heterogeneidade na aplicação de forças às estruturas que devem manter a articulação estável [7]. Este conceito está intimamente relacionado com a presença de osteoartrite (ver Figura 2.5): quanto mais evoluído o estágio desta, maior o valor que o *tilt* rotuliano assume [22, 21].

O movimento da rótula provoca dano cartilágneo e danifica a integridade da articulação [7]. À data de 1951 eram utilizados três parâmetros para avaliar o movimento da rótula: desconforto à lateralização, atrofia ou hipoplasia muscular e a existência de fracturas na rótula [7]. O teste físico para teste de *Smillie sign* que é a análise do primeiro parâmetro já referido: o membro é flectido a 30°, relaxado e é realizada a lateralização da rótula. Este é considerado positivo se houver alteração facial do indivíduo ou contracção do quadríceps para contrariar o movimento. Este deve ser sempre bilateral para comparação [7].

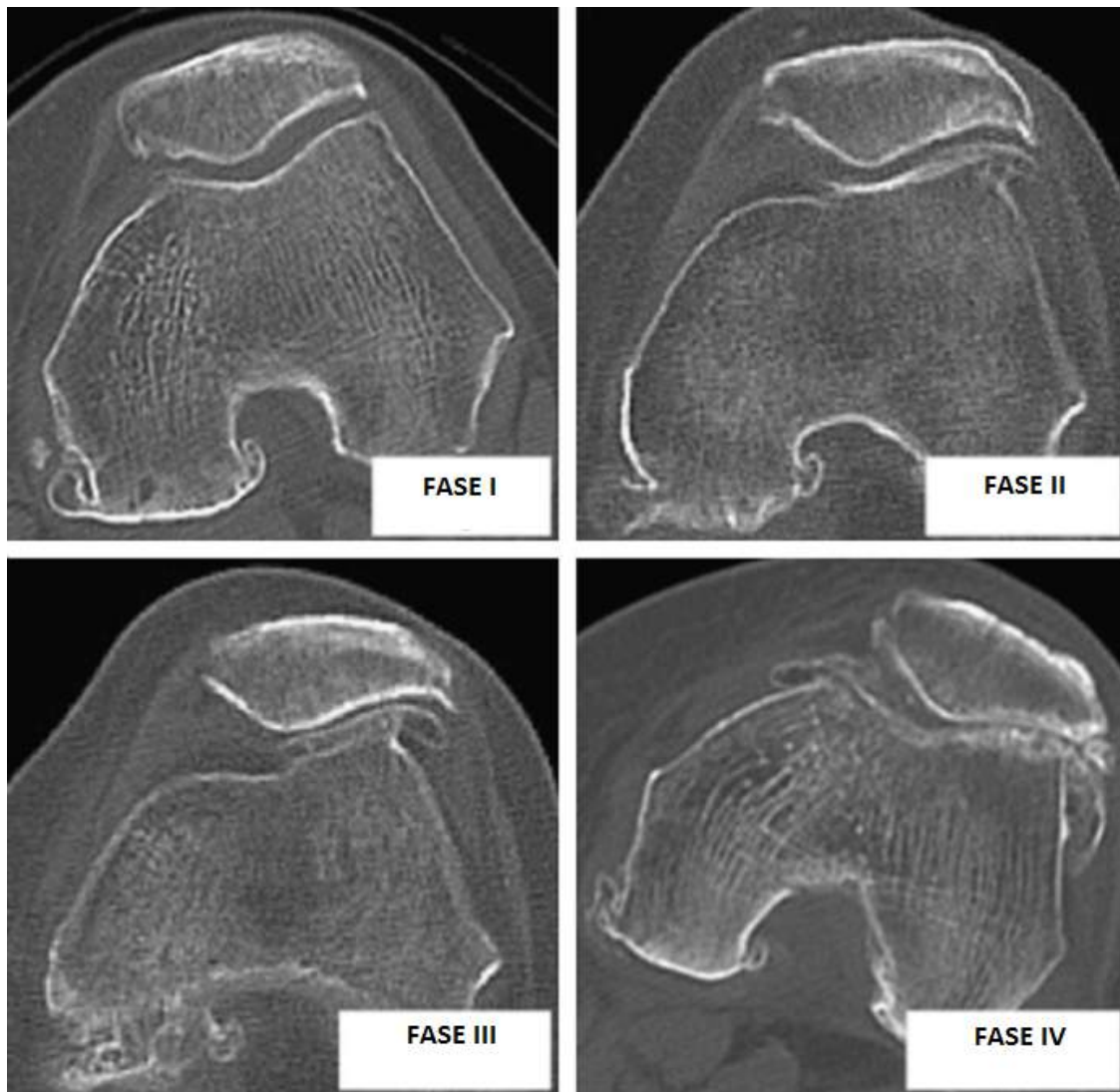


Fig. 2.5: Diferentes fases de desenvolvimento de osteoartrite em imagens CT [22].

2.2.4 Displasia da Articulação Patelofemoral

A displasia da articulação patelofemoral é outra designação de dois conceitos já referidos anteriormente, actualizados com o conhecimento adquirido ao longo do tempo sobre a patologia em causa. Foi descrita como uma alterações da tróclea ou da rótula, estando associado o desgaste heterogéneo das estruturas por um desarranjo das forças que actuam sobre estas [7]. Actualmente não está bem determinado se se trata de uma causa ou uma consequência da instabilidade da articulação. Sendo esta uma causa, entende-se que esteja relacionada com factores congénitos [16, 23].

2.2.5 Altura da Rótula

Para justificar a instabilidade da articulação foi descrito e quantificado em 1938, através de radiografias, as alterações que a rótula pode apresentar no seu posicionamento em altura. Se a altura da rótula for demasiado elevada, em relação às outras estruturas anatómicas adjacentes, a capacidade articular da mesma é comprometida, passando a ser patológica [7].

2.3 Procedimentos Terapêuticos na Articulação Patelofemoral

As luxações podem ocorrer múltiplas vezes, sendo que o número de ocorrências pode justificar um tratamento cirúrgico, embora seja a última abordagem a realizar [10, 13]. Aquando da primeira luxação da rótula é iniciado um algoritmo de tratamento que visa quantificar a probabilidade de repetição, com base na idade, instabilidade bilateral, displasia troclear, *tilt* rotuliano, altura da rótula e medida de TT-TG. Esta escala assume valores de 0-7, sendo que quando assume valores maiores que 5 prevê-se a repetição do evento até um período máximo de 2 anos [10].

Antes de qualquer intervenção cirúrgica o tratamento passa por fisioterapia para reforço muscular, principalmente do músculo quadricipital. Em casos de luxação aguda, com a mobilização total do mesmo para que as estruturas possam recuperar a homeostasia da articulação [24].

À data de 1938 foi descrita a primeira cirurgia para correção do desalinhamento rotuliano, sendo que durante umas décadas passava apenas pelo realinhamento rotuliano [7]. A partir do conceito de displasia da tróclea e da presença de irregularidades na anatomia da tróclea surgiu o conceito de trocleoplastia, que é a moldagem de uma nova tróclea, ou seja, refazer a forma da tróclea de forma a tornar a articulação tão funcional quanto possível [7, 25]. Mais tarde surgiu o conceito de tróclea plana e um novo procedimento cirúrgico associado, a osteotomia, que é a escavação óssea de uma goteira troclear através de reconfiguração condiliana [7].

A avaliação do sucesso terapêutico tem de ser avaliado e quantificado, novamente. O estudo da instabilidade da articulação após a intervenção terapêutica, principalmente quando esta é cirúrgica, deve ser realizada nos mesmos contornos diagnósticos. Em termos imagiológicos, no que respeita à Tomografia Computorizada, a reavaliação acontece através do estudo das relações petelo-femorais [26].

A análise da anatomia e da patologia patelofemoral pode ocorrer por avaliação clínica. Normalmente as queixas álgicas do indivíduo com alterações na articulação patelofemoral são suficientes para guiar o ortopedista num diagnóstico. Mas essa avaliação não é suficiente para que possam ser tomadas decisões clínicas. A confirmação do diagnóstico tem sempre que passar um método que seja suficientemente capaz para fazer o diagnóstico diferencial da patologia, confirmando a suspeita clínica já levantada ou fornecendo novos dados e informações. No caso específico da patologia da articulação patelofemoral essas alterações são confirmadas através de métodos de diagnóstico e terapêutica, mais concretamente através de estudos imagiológicos.

A imagiologia recorre à utilização da imagem para fornecer dados concretos acerca da patologia presente, neste caso na articulação do joelho. Existem várias modalidades de imagem que podem ser empregues para esse fim, sendo que cada uma delas tem as suas particularidades específicas, como se pode compreender no capítulo que se segue.

Diagnóstico por Imagem

A possibilidade de aplicar várias modalidades de imagem ao estudo da articulação do joelho é uma mais valia na aquisição de conhecimento anátomo-fisio-patológico desta estrutura. Cada uma das modalidades de imagem adequa-se ao estudo de uma patologia específica e a combinação de várias modalidades de imagem complementam-se para conseguir um diagnóstico diferencial. A contribuição de cada uma das modalidades para o diagnóstico da patologia patelofemoral é variável e explora todas as vantagens e limitações físicas e/ou técnicas de cada uma.

3.1 Radiografia

A radiografia é uma modalidade de imagiologia biplanar que utiliza radiação ionizante para a obtenção de imagens. É um exame rápido, de fácil execução e com avaliação imediata do resultado. Apresenta algumas limitações intrínsecas como a bidimensionalidade das imagens, as dúvidas associadas à sobreposição das estruturas anatómicas e a utilização de radiação ionizante.

A radiografia convencional é o método *gold standard* para avaliação da integridade anatómica do joelho e é o exame utilizado como avaliação primária em casos de traumatismo do joelho ou algias idiopáticas difusas (dor inespecífica) de aparecimento espontâneo [27]. O estudo através da imagem para a compreensão da dor patelofemoral iniciou-se por volta dos anos 60 e com isso a necessidade de aprimorar os protocolos de aquisição, nomeadamente adequar as incidências a realizar, foram determinando as que eram mais ou menos informativas em relação à clínica prévia [11].

A primeira análise da radiografia do joelho indica existência de fracturas e/ou

alterações degenerativas [28]. Muitas mais patologias podem ser observadas através desta modalidade de imagem, incluindo alterações nos tecidos moles adjacentes à articulação, mas neste âmbito continua a ser essencial para detectar avulsões, fraturas ou lesões osteocondrais [29].

É prática clínica a realização de 2 incidências para a mesma estrutura, de forma a que sejam abrangidos dois planos ortogonais, portanto face e perfil. Contudo, é acrescido a este protocolo uma incidência axial da rótula com o intuito de avaliar a goteira troclear e a posição da rótula [7, 30].

A radiografia de perfil do joelho foi utilizada pela primeira vez em 1938 para avaliar a altura da rótula e uma tentativa de quantificar este valor [7]. Existem muitas variantes e actualmente os protocolos de execução não privilegiam uma incidência em detrimento da outra, sendo que as variações se prendem com as diferentes angulações que a articulação do joelho pode assumir (20-45°) e das alterações que esta provoca na visualização do espaço interarticular [7].

3.1.1 Incidência de Face

A incidência *standard* para avaliação da articulação do joelho é uma incidência de face, antero-posterior. Esta incidência pode ser realizada de diversas formas e com algumas variantes, como a angulação do membro a fim de projectar a articulação numa incidência oblíqua, ou numa projecção postero-anterior do raio central para aumentar a proximidade da rótula ao receptor de imagem. Contudo, vamos concentrar em duas variantes possíveis: decúbito dorsal e ortostatismo (em pé). O estudo em decúbito dorsal permite que a estrutura esteja relaxada e não seja aplicada carga à articulação. Em ortostatismo o estudo de patologias articulares, nomeadamente o estudo da interlinha articular dos pratos tibiais é mais realista uma vez que é aplicada a carga quotidiana que a estrutura suporta [30, 28].

Apresenta-se a seguir o protocolo de realização da incidência de face AP do joelho, como apresentado na Figura 3.1:

- Projecção: AP;
- Raio Central perpendicular a incidir 2 cm abaixo do ápice da rótula;
- Posicionamento:
 - Doente em decúbito dorsal ou em ortostatismo;



Fig. 3.1: Exemplo de realização de imagem de RX de face do joelho: (a) Posicionamento da estrutura, retirado de [30]; (b) Exemplo de RX de face do joelho esquerdo.

- Membro inferior a radiografar em extensão e em ligeira rotação interna a 15° ;
 - Colimar à região de interesse: Terço distal do fêmur até ao terço proximal da tíbia.
- Exposimetria: 60 kV e 20 mAs.

3.1.2 Incidência de Perfil

A incidência de perfil é uma incidência que se realiza por protocolo e que há semelhança do que acontece com a face pode assumir muitas variantes: decúbito, ortostatismo, diferentes graus de flexão do membro e/ou do raio central. Na sua maioria esta incidência é realizada em decúbito lateral. Através desta incidência o estudo de patologia como a rótula alta e a presença de displasia troclear são facilmente evidenciadas [24].

Posicionamento

Apresenta-se a seguir o protocolo de realização da incidência de perfil externo do joelho, com o resultado evidenciado na Figura 3.2:

- Projecção: lateral;
- Raio Central angulado 5 a 10° cefálicos a incidir 2 cm posteriormente ao ápice de rótula.
- Posicionamento:
 - Doente em decúbito lateral externo;



Fig. 3.2: Exemplo de imagem de RX de perfil externo do joelho esquerdo.

- Perna contralateral em flexão e avançada em relação à outra;
 - Alinhar o eixo longitudinal do fêmur de forma a ficar correctamente verticalizado;
 - Flexão do joelho a 30°;
 - Colimar à região de interesse: Terço distal do fêmur até ao terço proximal da tíbia.
- Exposimetria: 62 kV e 20 mAs.

3.1.3 Incidências Axiais

As incidências axiais da articulação do joelho são protocolo de realização quando a informação clínica assim o indica, mas neste trabalho específico, apresenta-se como essencial uma vez que é muito informativa. As variantes da realização desta incidência são muitas e estão documentadas com as suas diferentes realizações possíveis e vantagens associadas, sendo que a principal alteração é a abertura da articulação. Idealmente estas incidências devem ser bilaterais para comparação do estado dos dois membros. Esta incidência é muito informativa quando há existência de *tilt* da rótula, subluxação da rótula e displasia troclear, por avaliação do sulco da tróclea [24]. A seguir, enumera-se algumas técnicas de execução que são mais executadas no quotidiano ou adequadas ao estudo em casos de patologia patelofemoral: Ficat, na Figura 3.3, Merchant, na Figura 3.5, Settegast e Hughston, na Figura 3.6 [30, 28].

- Ficat:
 - Decúbito dorsal;
 - Membro flectido a 30°, 60° ou 90°, com o eixo longitudinal do fémur;

- Raio central angulado 15° , 20° , ou 25° cefálicos, relativos à angulação da perna;
- Vantagens: fácil execução quotidiana; ampla visualização do espaço articular; não sobreposição da rótula ao espaço articular, ideal para avaliação do *tilt* rotuliano;
- Desvantagens: menor reproductibilidade, implica colaboração do utente. As alterações de angulação vão verificar-se na forma como a articulação se apresenta projectada na imagem. Quanto menor a angulação maior é a abertura do espaço articular, mas menor é a força exercida no músculo quadricipital. Pode-se avaliar as diferenças de angulação, na Figura 3.4



Fig. 3.3: Exemplo de imagem para o posicionamento de RX axial do joelho, retirado de [28].

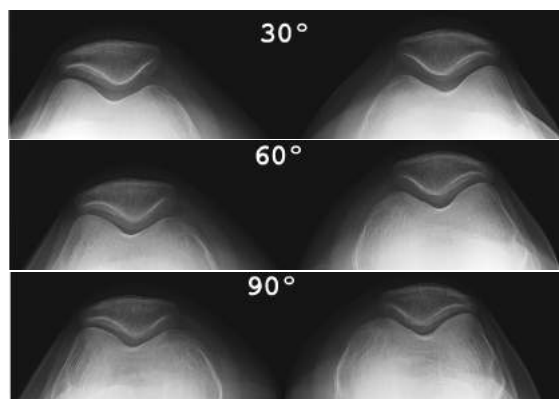


Fig. 3.4: Exemplo de imagem para a obtenção de RX axial da rótula pelo método de Ficat: (a) Incidência de Ficat, a 30° de flexão; (b) Incidência de Ficat com a 60° de flexão; (c) Incidência de Ficat, a 90° de flexão.

- Merchant:
 - Decúbito dorsal;

- Membro flectido a 45° , com utilização de apoio próprio;
- Raio central angulado $30-45^\circ$ caudais;
- Vantagens: Menor distorção da anatomia, fácil reproductibilidade;
- Desvantagens: existência de apoio adequado; dificuldade de execução em pacientes obesos.

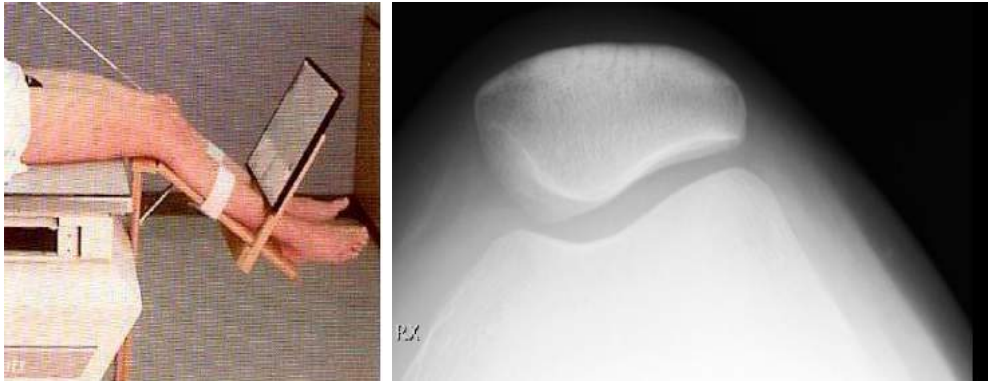


Fig. 3.5: Posicionamento de RX axial do joelho, Merchant: (a) Exemplo para posicionamento, retirado de [28]; (b) RX através da incidência de Merchant.

- Settegast:
 - Decúbito ventral;
 - Membro flectido a 90° ;
 - Raio central angulado 5° cefálicos;
 - Vantagens: fácil execução quotidiana;
 - Desvantagens: não exequível em suspeitas de fractura, maior distorção da anatomia por apoio da rótula e flexão do músculo quadricipital, menor reproductibilidade.
- Hughston:
 - Decúbito ventral;
 - Membro flectido a 45° , com apoio do pé;
 - Raio central angulado $15-20^\circ$ cefálicos;
 - Vantagens: fácil execução quotidiana, relaxamento da estrutura;
 - Desvantagens: maior distorção da anatomia por apoio da rótula, menor reproductibilidade.

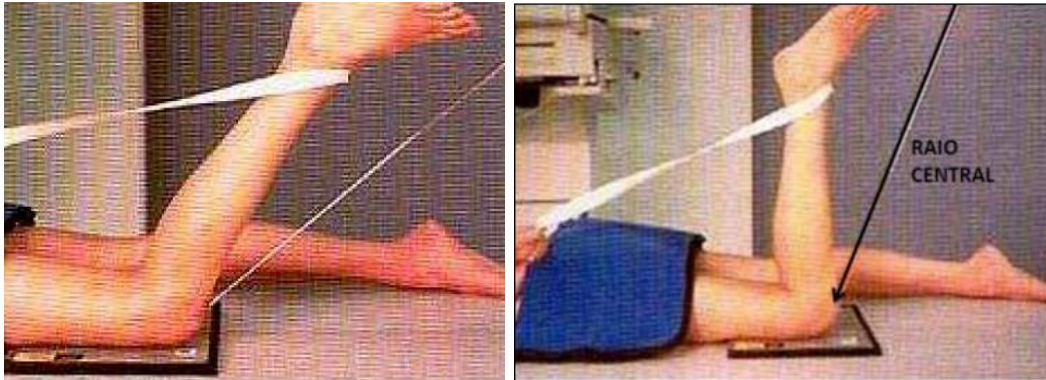


Fig. 3.6: Posicionamento de RX axial do joelho em decúbito ventral: (a) Exemplo para axial de Hughston; (b) Axial de Settegast, retirado de [28].

3.2 Tomografia Computorizada

A capacidade de visualização tridimensional e a análise de estruturas com densidades semelhantes entre si associadas à necessidade de avaliar a displasia patelofemoral, perante as limitações de quantificação do RX, levaram ao estudo desta patologia através desta modalidade [31, 7].

A acuidade desta modalidade de imagem para entalhe ósseo é muito elevada, associada à possibilidade de aquisição de cortes axiais da estrutura, aumentando a panóplia de alterações a estudar [13]. Uma das principais vantagens da TC é o estudo dinâmico da articulação através da aquisição de imagens com flexão do joelho a 30° de flexão e com contracção do músculo quadricipital, para além das imagens habituais com o joelho relaxado e em extensão [12].

A principal desvantagem da TC e da aquisição de várias séries de imagens para o mesmo estudo patelofemoral é a utilização de radiação ionizante. É da responsabilidade técnica, em conjunto com o clínico responsável pelo exame elaborar um protocolo que não inclua mais radiação do que a estritamente necessária para o estudo anátomo-patológico desta estrutura [32].

A quantidade de radiação X envolvida neste estudo representa para o indivíduo apenas 1% daquilo que é o limite máximo permitido durante um ano para um técnico de radiologia. Há certas práticas que se podem ter para evitar a exposição de órgãos radiosensíveis: gónadas, cristalino e a tiroide. Uma destas práticas inclui a exclusão destas áreas da área de estudo, sempre que não forem estritamente necessárias e realizar um posicionamento que afaste estas áreas tanto quanto possível da fonte de radiação. Sempre que estes critérios não são possíveis devem ser usados materiais e radioprotecção, como aventais chumbíneos [12]. Um dos aparelhos que foi utilizado

para a aquisição dos estudos TC das RPF, que integram a realização deste trabalho, tem a possibilidade de modulação de dose à medida que a mesa vai movendo no eixo Z, conseguindo diminuir a dose definida pelo operador até 50% do valor inicial definido [33, 34, 35].

Para ajustar a visualização das imagens é utilizado o termo janela. Este faz o ajuste entre os diferentes níveis de cinzento desta escala. Esta escala tem um centro e uma largura. O centro assume o valor da estrutura a estudar e a largura da área anatómica em relevo, isto é: estruturas de grande densidade como o osso, têm janelas largas e estruturas de baixa densidade janelas estreitas [36].

3.2.1 Estudo TC das Relações Patelofemorais

Nesta secção, são explicados todos os passos de execução de exame, do ponto de vista do utente. É também descrito em pormenor o protocolo de aquisição nos dois aparelhos de interesse para este trabalho.

Preparação para a realização de TC

A realização de exames de terapêutica e diagnóstico têm várias fases. A primeira fase é a existência de um pedido médico que determina qual o exame pretendido. A segunda fase a realização do exame, depois a elaboração e validação de um relatório médico, dirigido ao médico que prescreveu o exame. Por fim, o levantamento do exame e avaliação por parte do clínico prescritor ou outro.

O utente entra nos serviços da clínica e é direcionado para a sala de exames. Não é realizado o exame sem o preenchimento de um questionário onde é feita uma breve explicação da modalidade de exame e seus riscos associados. Este deve ser compreendido e assinado pelo utente.

O estudo musculoesquelético não apresenta limitações à execução de exames TC, sendo que o único factor impeditivo da realização do mesmo é a possibilidade de gravidez, no sexo feminino.

É da competência técnica a confirmação e esclarecimento de dúvidas intrínsecas ao exame bem como interpretar a informação que o utente transmite e adequar o exame sob orientação clínica do médico radiologista que vai relatar o exame.

Os procedimentos de realização de exames são transversais a todos os centros de forma a garantir a menor variância possível entre eles, bem como tornar a leitura do resultado igualmente uniforme.

Assim as variações são os factores técnicos de aquisição que estão directamente relacionadas com as especificações/limitações de cada marca comercial e de cada aparelho de TC em si. De relevo para este trabalho vamos incidir no aparelho da GE (General Electrics) Light Speed Plus Volara VFX, aparelho multidetector, com 4 cortes e no aparelho da SIEMENS Somaton Emotion, aparelho multidetector, com 16 cortes.

Posicionamento do Paciente

Ao utente são fornecidas instruções para remoção de todos os objectos susceptíveis de causar artefacto na imagem, nomeadamente calças e sapatos e fornecido um equipamento adequado que por ser radiotransparente não tem tradução na imagem.

O utente é encaminhado à sala de exames, deitado em posição supino, também denominada decúbito dorsal, com os membros inferiores em extensão, em posição feet-first, ou seja os pés são as primeiras estruturas anatómicas a passar na gantry.

Considerando que a maioria dos utentes estão numa faixa etária baixa, de adolescentes e jovens adultos, deve ser fornecida a adequada radioprotecção. Dada a proximidade das gónadas à área em estudo deve ser fornecido um avental chumbíneo, que atenua por completo a radiação X, não deixando que estas estruturas sejam ionizadas. Este avental deve ser colocado a toda a volta da bacia para que a protecção seja completa, uma vez que o conjunto ampola-detector faz um movimento de 360° à volta do corpo, como já foi referido.

São inicialmente adquiridas imagem com o joelho em extensão, com um FOV adequado à inclusão dos dois joelhos e uma range que inclua desde o início da rótula até à inserção da tuberosidade anterior da tíbia (ver Figura 3.7a).

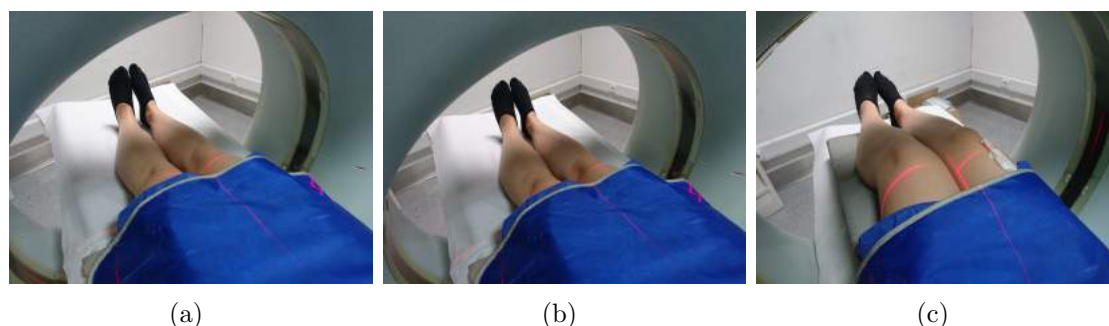


Fig. 3.7: Imagens de posicionamento no aparelho TC: (a) Membro em extensão bilateral; (b) Membro com contracção bilateral do músculo quadricipital; (c) Membro com flexão de 30° bilateralmente.

São dadas instruções para que quando solicitado o utente faça a contração dos músculos quadricipitais, bilateralmente, com a mesma intensidade de força e sem compensação acessória de outras estruturas, ou seja, sem levantar os pés aquando da contração. São adquiridas imagens com os joelhos em contração, com uma range mais pequena, que inclua toda e extensão da rótula até aos pratos tibiais, considerando que aquando da contração a rótula tendencialmente sobe no sentido proximal, no máximo 1 cm, dependendo da força de contração (ver Figura 3.7b).

A última aquisição de imagens implica que os joelhos sejam posicionados com uma flexão de 30° (ver Figura 3.7c), com ou sem apoio para sustentação dos membros, o valor deste ângulo pode ser confirmado com um goniómetro. A range deve incluir toda e extensão da rótula até aos pratos tibiais.

3.2.2 Protocolo de Aquisição

Aquisição TC SIEMENS Somaton Emotion

Trata-se de um aparelho multidetector com 16 cortes. O protocolo de aquisição inclui a realização de várias séries de imagens, necessárias ao estudo, que se apresenta na Figura 3.8.

1. Topograma de face;
 - (a) Série com os membros em extensão;
 - (b) Série com contração do músculo quadricipital;
2. Topograma de perfil, com flexão a 30°;
3. Série com flexão do membro a 30°.

A partir deste momento, a série com os membros em extensão é denominada de série 1; a série com contração do músculo quadricipital é denominada de série 2 e a série com flexão a 30° é denominada de série 3. Os topogramas de face e lateral mantêm essa mesma nomenclatura.

Existe uma diferença significativa entre série e topograma: a acuidade diagnóstica. O topograma não é por si só uma imagem com acuidade diagnóstica. Apesar da anatomia ser visível e às vezes possa revelar patologia não é um radiograma convencional nem uma imagem de TC, trata-se simplesmente de um localizador de estruturas. O topograma de face tem como intuito fazer a marcação dos cortes, ou seja, a range, com visualização das estruturas anatómicas de interesse (ver

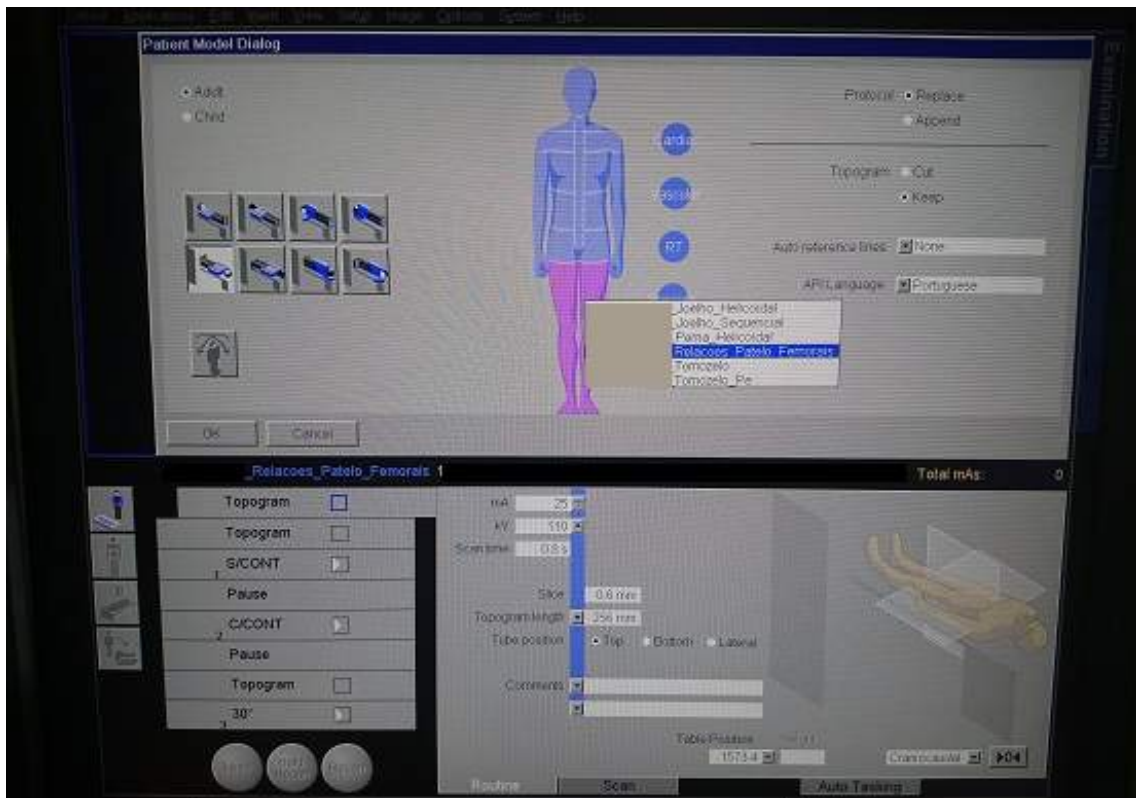


Fig. 3.8: Aspecto do ambiente de trabalho da consola SIEMENS Somatom Emotion 16.

Figura 3.9). Este topograma, realizado com os joelhos em extensão serve para determinar a *range* de aquisição das séries com os joelhos em extensão e com os joelhos com contracção do músculo quadricipital (ver Tabela 3.1).

As séries são helicoidais, com baixa dose e um tempo de exame tão baixo quanto possível, para débito de baixa dose de radiação (ver Tabela 3.2).

Neste aparelho específico em aquisições helicoidais existe um parâmetro que é selecionado: CareDose. Trata-se de um aplicativo de modulação de dose de radiação. Esta aplicação não debita sempre a mesma quantidade de kV. O valor determinado é assumido como valor máximo e nas zonas de menor densidade de tecido a travessar os

Tab. 3.1: Parâmetros físicos de aquisição topograma de face Siemens.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Scout
kilovoltagem (kV)	110
Miliamperagem (mA)	25
Posição da ampola (Tube plane)	Top (0°)

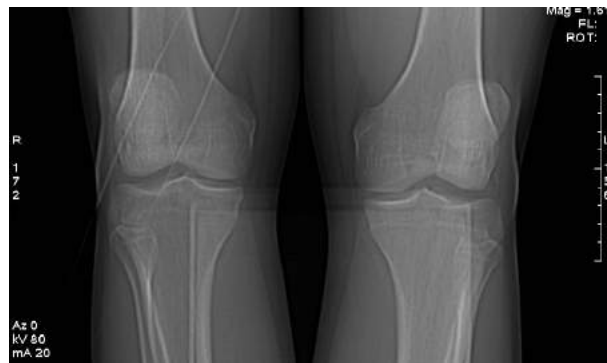


Fig. 3.9: Exemplo de topograma de face, bilateral.

Tab. 3.2: Parâmetros físicos na aquisição das séries, no aparelho Siemens Somaton Emotion 16.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Helicoidal
Espessura corte (mm)	5.0 (16x1.2 mm)
kilovtagem (kV)	110 (CareDose)
Miliamperagem (mA)	60
Pitch	0.8
Reconstrução	Kernel: Bone Plus Janela: 4000/700

valores de kV são adequados. É mais um mecanismo de radioproteção, impedindo uma exposição a doses elevadas por defeito, de radiação ionizante.

As imagens são apresentadas com algoritmo de Osso, com um Sharp kernel, ou seja um filtro duro, este implica uma imagem mais ruidosa, mas também com maior resolução espacial, potenciando, assim, maior contraste entre estruturas, ou seja, o osso.

Convém lembrar que o estudo das RPF é um estudo com objectivos diagnósticos específicos, pelo que as reconstruções e reformatações que são obtidas num estudo de TC de joelho convencional não se aplicam. Apenas as imagens axiais em planos específicos tem relevo para a imagem, como podemos ver na Figura 3.10.

O topograma de perfil é realizado apenas com os joelhos a 30° de flexão (ver Figura 3.11). Este radiograma é essencial uma vez que é utilizado para a realização de medições (ver Tabela 3.3). Tratando-se de um perfil, o conjunto ampola-detectores sofre uma rotação de 90°. Assim, dada a maior densidade das estruturas a dose de radiação debitada tem de ser aumentada.

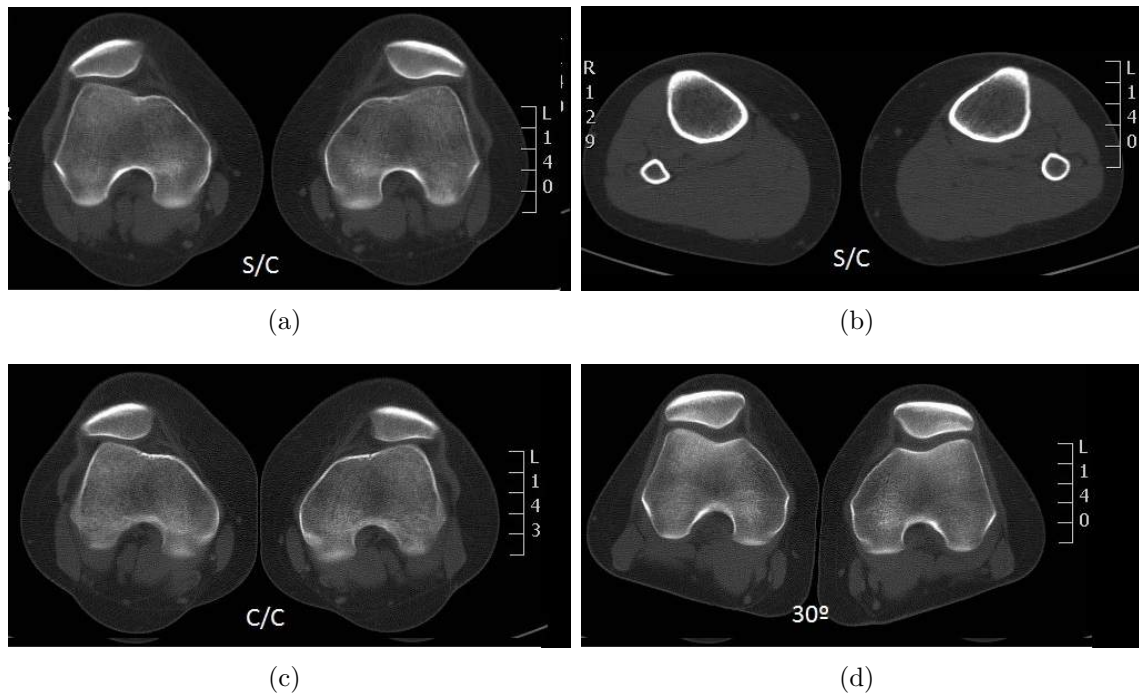


Fig. 3.10: Imagens adquiridas para o caso com ID 5, no aparelho Siemens: (a) Série sem contracção (sequência 3, imagem 18); (b) Série sem contracção (sequência 3, imagem 3); (c) Série com contracção (sequência 4, imagem 5); (d) Série com flexão a 30° (sequência 6, imagem 8).

Aquisição TC GE Light Speed Plus Volara VFX

Trata-se de um aparelho multidetector, com quatro cortes. O protocolo de aquisição é em tudo semelhante ao aparelho anterior. As variações que se encontram entre os aparelhos devem-se às características intrínsecas a cada um destes. Estas variações são facilmente observadas na dose de radiação, bem como no método de aquisição das séries de imagens.

1. Topograma de face;

- (a) Série com os membros em extensão;

Tab. 3.3: Parâmetros físicos de aquisição topograma de perfil Siemens.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Scout
Kilovoltagem (kV)	130
Miliamperagem (mA)	25
Posição da ampola (Tube plane)	Lateral (90°)



Fig. 3.11: Exemplo de topograma de perfil com visualização de linhas de medição.

Tab. 3.4: Parâmetros físicos do topograma de face, no aparelho GE Light Speed.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Scout
Kilovoltagem (kV)	80
Miliamperagem (mA)	20
Posição da ampola (Scout plane)	0°

- (b) Série com contração do músculo quadricipital;
- 2. Topograma de perfil, com flexão a 30°;
- 3. Série com flexão do membro a 30°.

O topograma de face, como já vimos é essencial à marcação dos cortes. Mantém-se o princípio de ser uma imagem sem acuidade diagnóstica, sendo portanto, uma imagem de baixa dose de radiação (ver Tabela 3.4).

A aquisição destas séries contém em si duas características fundamentais: a baixa dose debitada ao utente e a elevada capacidade de avaliação de entalhe ósseo.

Assim sendo, dadas as características físicas do aparelho, para ser possível a redução de tempo de exame e a redução de dose efectiva, estas séries foram adquiridas em modo sequencial (ver Tabela 3.5).

Esta escolha limita a possibilidade de reformações multiplanares, bem como a possibilidade de reconstrução com espessura de corte mais fina.

Tab. 3.5: Parâmetros físicos das séries, no aparelho GE Light Speed.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Axial ou sequencial
Espessura corte (mm)	5.0
kilovoltagem (kV)	100
Miliamperagem (mA)	80
Screen FOV	<i>Large</i>
Reconstrução	Kernel: Bone Plus Janela: 4000/700

Tab. 3.6: Parâmetros físicos do topograma de perfil, no aparelho GE Light Speed.

Parâmetro	Valor
Scan Type	Scout
kilovoltagem (kV)	100
Miliamperagem (mA)	80
Posição da ampola (Scout plane)	90°

O *Screen FOV* tem o maior valor possível para este aparelho: *Large*. Contudo, este pode ser alterado, posteriormente em modo de reconstrução, através dos dados da *RawData*.

As imagens são reconstruídas com filtro e janela de osso.

O topograma de perfil (ver Tabela 3.6) é realizado apenas com os joelhos a 30° de flexão. Este radiograma é essencial uma vez que é utilizado para a realização de medições.

Tratando-se de um perfil o conjunto ampola-detecores sofre uma rotação de 90°. Assim, dada a maior densidade das estruturas a dose de radiação debitada teve de ser aumentada.

3.3 Ressonância Magnética

A ressonância magnética é uma modalidade de imagem que permite a análise da rótula no sentido de avaliar o deslocamento da mesma bem como alguns dos factores de risco descritos na secção 2.2: displasia troclear, alterações à medida TT-TG e rótula alta [8]. A vantagem do estudo por RM passa pela fácil visualização das partes moles, na avaliação da integridade da articulação e dos seus estabilizadores: retináculo medial, lateral e o ligamento patelofemoral medial [8, 26, 37].

A visualização da existência ou não de contusão óssea femoral e fragmentos

osteocodrais é também uma vantagem, bem como a não utilização de radiação ionizante e, principalmente, a quantificação do dano cartilágneo associado [8, 11, 13, 26, 37, 38]. Esta modalidade de imagem apresenta algumas desvantagens na sua execução e aplicação como o elevado custo de exame, o longo tempo de execução de exame e a limitação de execução em pacientes obesos, claústrofóbicos e/ou com implantes ferromagnéticos ou dispositivos mecânicos como *pacemaker*.

3.3.1 Execução de Ressonância Magnética ao Joelho

A Ressonância Magnética ao joelho é um exame simples, dentro da modalidade. O tempo de duração ronda os 20 minutos e precisa da total colaboração do paciente para que não haja movimento durante os períodos de aquisição de imagem, fazendo com que as mesmas tenham leitura e acuidade diagnóstica. Em traços gerais a realização de uma RM ao joelho compreende os seguintes passos:

- Avaliação da inexistência de contra-indicações absolutas ao exame, como por exemplo *pacemaker*;
- Preparação do utente para que não leve para o interior da sala de exame qualquer objecto susceptível de prejudicar a sala de exame, o aparelho e a sua própria integridade, como relógios, moedas ou qualquer objecto ferromagnético;
- O exame tem de ser explicado detalhadamente para que se consiga a máxima colaboração do utente: como o barulho intenso e a impossibilidade de movimento;
- Tem de ser posicionada a estrutura no centro de uma antena de quadratura, para que o sinal do joelho seja lido de forma adequada e assim fornecer imagens com acuidade diagnóstica;
- Determinação e marcação dos cortes a obter nas sequências seleccionadas pelo operador [8]. :
 - Plano sagital, na ponderação T1 - avaliação anatómica;
 - Plano sagital, coronal e axial ponderados em densidade protónica (DP) com supressão de gordura (FatSat), para potenciar a avaliação de edemas, contusão óssea ou outros focos hiperintensos sugestivos de alterações;

- Plano axial, em sequências sensíveis a susceptibilidade magnética, para estudo de cartilagem;
- Garantir a acuidade diagnóstica das imagens.

O diagnóstico não pode ser feito através da análise de um só plano anatômico, nem de uma só ponderação, sob o risco de falsas informações, o que pode ser visto através das imagens obtidas num estudo *standard* de RM do joelho, como ilustra a Figura 3.12.

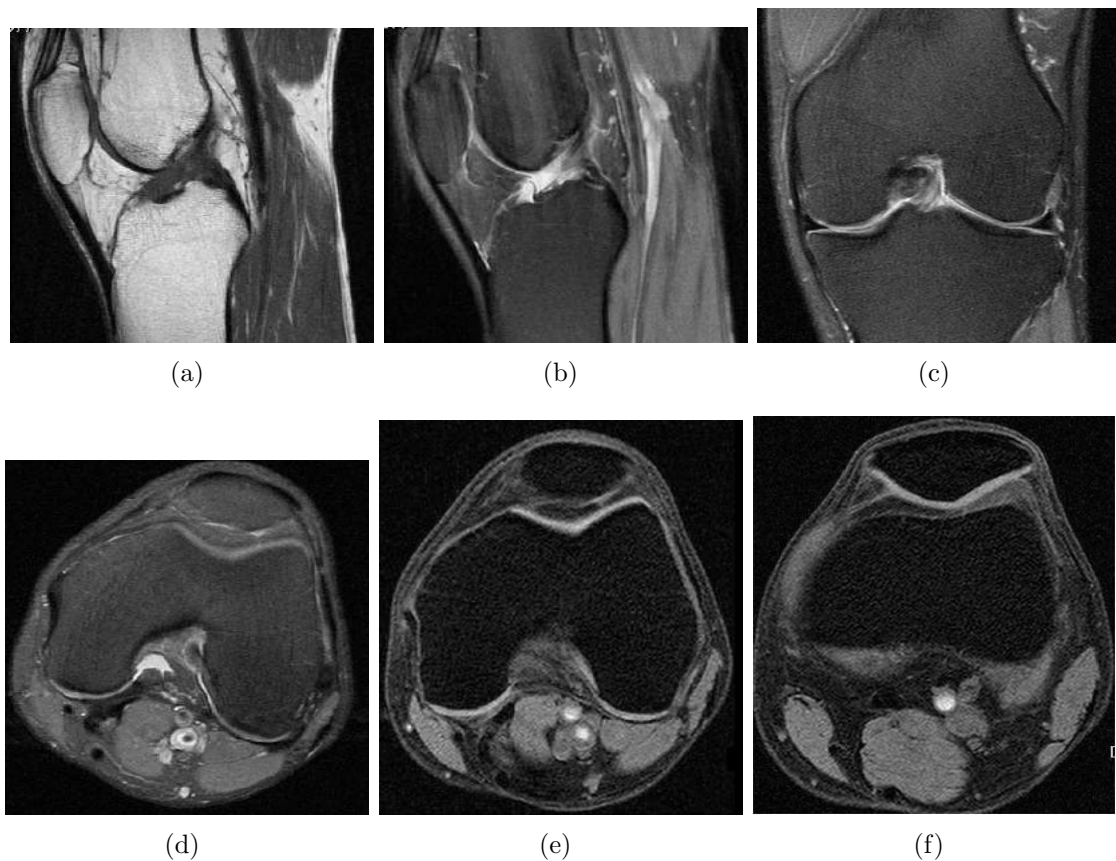


Fig. 3.12: Imagens adquiridas para o estudo *standard* do joelho por RM: (a) Sequência adquirida no plano sagital, ponderada em T1; (b) Sequência adquirida no plano sagital, ponderada em DP FatSat ; (c) Sequência adquirida no plano coronal, ponderada em DP FatSat ; (d) Sequência adquirida no plano axial, ponderada em DP FatSat.

3.4 Outras Modalidades de Imagiologia

3.4.1 SPECT/TC

O aparecimento da imagem híbrida, cintigrafia combinada com TC, é mais uma técnica que pode ser aplicada ao estudo destas alterações. SPECT, é na tradução literal, tomografia computadorizada por emissão de fóton único e usa radiação gama. A vantagem deste estudo é a combinação anatômica e dinâmica da TC com a capacidade de estudo da função, conseguida com o SPECT [25]. Apresenta resultados positivos na avaliação meniscal, mas nesta área concreta a informação obtida passa pelo diagnóstico de contusão óssea, em casos de luxação recente da rótula [27]. Como se trata de uma modalidade híbrida é possível realizar medições graças à visualização da anatomia, sendo que a distribuição do radiofármaco e a forma como ele traduz as alterações dimensionais ainda não é bem compreendida [25].

3.4.2 Ecografia

A ecografia da articulação do joelho não apresenta vantagens evidentes no estudo e interpretação das alterações femoropatelares, até porque não tem acuidade para o estudo do osso. Apresenta como vantagens a facilidade de execução, o baixo custo associado e a acuidade de avaliação de tecidos moles que envolvem a área podendo adiantar informação sobre a extensão de hemartrose e edema adjacente à articulação, assim como a rapidez de execução e não utilização de radiação ionizante [27].

Em algumas modalidades de imagem a quantificação de alguns parâmetros que caracterizam a patologia patelofemoral encontra-se definida por algumas medições referidas na bibliografia, quer seja uma causa ou uma consequência da mesma. No capítulo que se segue podemos encontrar uma selecção das várias medições existentes na bibliografia e que se associam ao estudo da patologia patelofemoral.

Medições na Patologia Patelofemoral

A quantidade de medidas existentes na bibliografia que visam avaliar diferentes parâmetros da patologia patelofemoral são imensas e não há um conjunto determinado como ideal. Contudo, cada médico deve seleccionar aquelas que maior valor informativo vão dar às queixas do utente e ajustar o diagnóstico [12].

A seguir apresentam-se várias medições que aparecem de forma sistemática na bibliografia, contudo existem mais ainda do que aquelas que se seguem. A selecção das medições apresentadas foi realizada com base na sua importância para o estudo da patologia.

4.1 Medidas de Lateralização da Tuberosidade Anterior da Tíbia

O incorrecto alinhamento das estruturas que constituem o membro inferior pode ser traduzido pelo desalinhamento de uma estrutura fácil de indentificar na anatomia: a tuberosidade anterior da tíbia. Quando esta estrutura não se encontra no alinhamento do tendão rotuliano ou de algumas linhas específicas esse desvio pode ser quantificado e ser um factor de diagnóstico e terapêutico.

4.1.1 Ângulo Q

Foi o primeiro ângulo Q medido ao longo do tempo de forma a tornar a avaliação da patologia PF menos qualitativa e mais quantitativa [7]. Pretende determinar e quantificar a posição da rótula em relação à tíbia e à bacia, isto é, a sua lateralização [17, 39]. Admite-se como normal um valor inferior a 20° [21].

O valor demasiado aumentado para este ângulo é indicativo de instabilidade rotuliana e predisposição para a recorrência de luxação [26]. O ângulo Q é aumentado pelo joelho valgo e aumenta a pressão na faceta articular lateral da rótula. Por outro lado, o ângulo Q é diminuído pelo joelho varo e aumenta a pressão na faceta articular medial da rótula [22].

Foi definido como o ângulo que mede o joelho valgo, formado pelo quadríceps, a rótula e o ligamento rotuliano, mas não há relação entre a magnitude do ângulo e a posição da rótula [17, 12, 10, 7].

Este ângulo é muitas vezes medido em contexto clínico e não só com recurso à imagem, sendo possível realizar apenas em imagem de RX extralongo dos membros inferiores, que garante a inclusão de todo o membro inferior numa mesma imagem. Pode-se compreender o processo através da Figura 4.1.

Este ângulo é facilmente alterado pela flexão, extensão, contracção do membro, género e posicionamento [12].



Fig. 4.1: Medição do ângulo Q, retirado de [40]: (a) Medição em contexto clínico; (b) Medição no RX extralongo dos membros inferiores.

Como medir: A medição do ângulo faz-se através de duas linhas: uma linha que vai desde o centro da rótula até à espinha ilíaca ântero-superior e outra linha que intersekte o tendão rotuliano. Esta medida, porém, só tem validade no RX [39].

4.1.2 TT-TG

É também chamado de vetor quadricipital, pelo valor que traduz, uma vez que consiste na distância entre a tuberosidade anterior da tíbia e o ponto mais baixo da goteira troclear [7, 13]. Também pode ser considerado um valor linear do ângulo Q [13].

Esta medida pode obter-se da avaliação da lateralização da tuberosidade anterior da tíbia em relação com a medialização da goteira troclear [10, 41, 42]. Esta lateralização leva a um desgaste heterogêneo da rótula levando ao desenvolvimento de osteocondrite e alterações da bolsa de Hoffa [21].

O seu aparecimento surgiu da necessidade de avaliar o alinhamento do tendão rotuliano e a quantificação da lateralização da tuberosidade anterior da tíbia, não apenas tendo em conta a posição à altura da rótula, mas também na sua inserção na tíbia [37, 7]. Surgiu pela primeira vez em 1978 [42].

O valor normal deve ser considerado através da clínica que o indivíduo apresenta é medido em mm [8, 11, 17]. Este valor pode variar entre normal, inferior a 13,0 mm, anormal, entre 13,0 e 15,0 mm e patológico ou cirúrgico quando assume valores superiores a 20 mm [17, 13, 9, 37, 43, 41]. O aumento deste valor pode ocorrer pela presença de fatores de instabilidade que já foram apresentados anteriormente, na secção 2.2 [38].

Esta medição pode ser afectada pelo ângulo de flexão do membro, no posicionamento do mesmo, condicionado, muitas vezes, pelo *hardware* bem como pela anatomia do joelho, nomeadamente a presença de displasia [37]. O ângulo de flexão não está ainda bem determinado podendo oscilar entre a extensão total e a flexão a 30° [44]. Sabe-se que quanto maior for a flexão do joelho, menor o valor de TT-TG medido, bem como a alteração à torção côndilos - pratos tibiais [44].

A medição da distância de TT-TG, não é, contudo, afectada pelo tamanho do indivíduo [41]. Outro factor que influencia a medição deste valor é a forma da tróclea. A não determinação da goteira troclear e do seu ponto mais distal pode levar a grandes variabilidades na determinação do ponto específico, obrigando à aproximação, subjectivando a medição [42, 45, 46].

Como medir: A medição faz-se através de uma linha traçada na primeira imagem axial com visualização do ponto mais baixo da goteira troclear; Uma linha perpendicular à primeira e paralela aos côndilos femorais, na imagem axial do "Roman

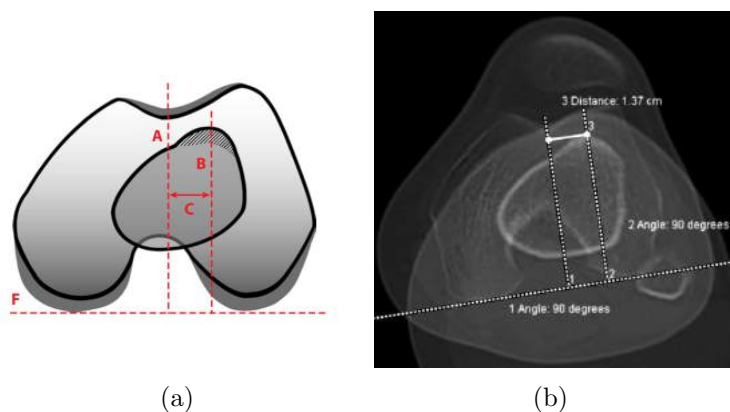


Fig. 4.2: Medição de TT-TG: (a) Representação esquemática para a realização da medição TT-TG, retirado de [11]; (b) Resultado da medida TT-TG, retirado de [10].

Arch”; Uma linha paralela à primeira a interseccionar a inserção do tendão rotuliano na tuberosidade anterior da tíbia, na imagem mais cefálica em que este é visível.

A medida pretendida é a distância entre estas duas linhas paralelas (ver Figura 4.2) [45, 43, 19, 11, 8].

RX: Medida inexequível.

TC e RM: A medida é efectuada no plano axial em duas imagens, uma com a visualização correcta do “Roman Arch” e outra com a visualização da inserção do tendão rotuliano na TT [11]. O valor normal pode ser ligeiramente menor, uma vez que se considera a cartilagem, enquanto na TC apenas se considera a diáfise [13, 26].

4.1.3 TT-PCL

É a medida entre a tuberosidade anterior da tíbia (TT) e o ligamento cruzado posterior (PCL). O seu aparecimento surgiu da necessidade de diminuir a influência da flexão, da rotação do joelho e da displasia troclear na medição do TT-TG [37, 42].

A medida é efectuada em mm [11, 8]. Preveem-se valores patológicos quando superiores a 24,0 mm [42, 47].

Como medir: Esta medição faz-se através de: uma linha paralela aos pratos tibiais; Uma linha a interseccionar a inserção do ligamento cruzado posterior no corte mais distal em que este é visível, perpendicular à primeira; Uma linha paralela à última a interseccionar a inserção do tendão rotuliano na tuberosidade anterior da tíbia.

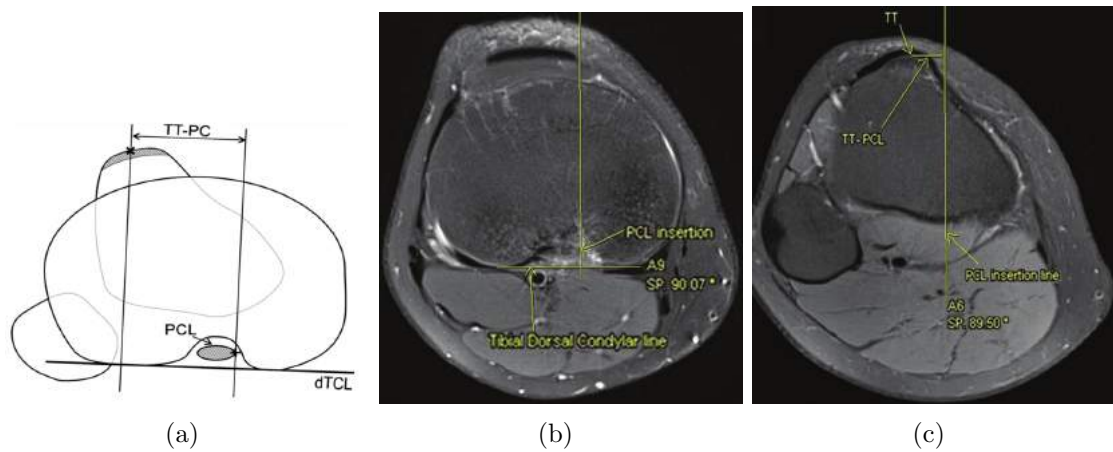


Fig. 4.3: Medição de TT-PCL, retirado de [47]: (a) Representação esquemática para realização da medida TT-PCL; (b) e (c) Medida em imagem de RM.

A medida pretendida é a distância entre estas duas linhas paralelas [37, 42, 47], como ilustrado na Figura 4.3.

RX: Medida inexecutável.

TC e RM: Esta medida é efectuada no plano axial, em três cortes diferentes: visualização da inserção do LCP mais distal, visualização dos dois pratos tibiais e visualização da tuberosidade anterior da tíbia. Ter em atenção que embora executável, a acuidade para a visualização da inserção do LCP não é tão clara em TC.

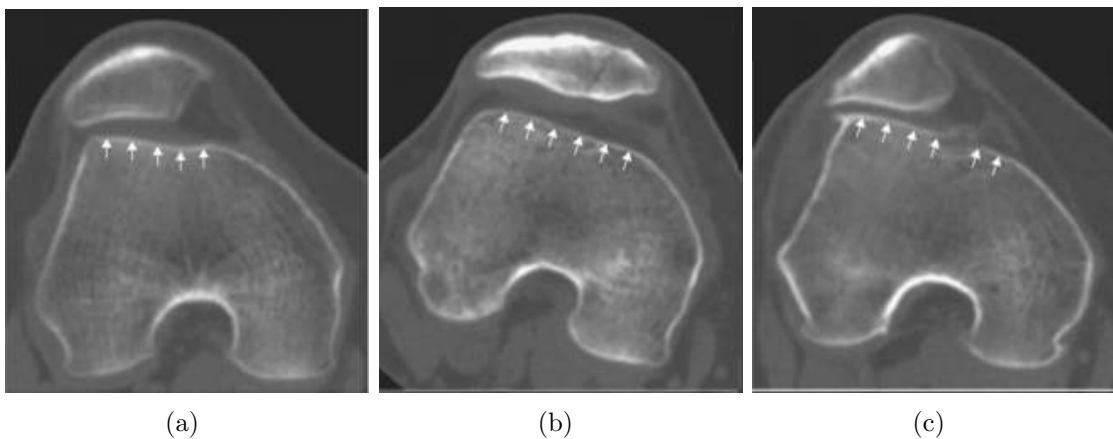


Fig. 4.4: Avaliação qualitativa da displasia troclear, através da perda de forma anatómica em imagens TC: (a) Aparência rasa da tróclea; (b) Aparência plana da tróclea; (c) Aparência da tróclea em forma de bossa de camelo.

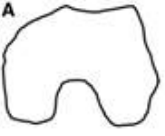





Tipo	RX	TC (plano axial)	
A	"Crossing sign" linha da goteira troclear intersecta o bordo de um dos côndilos.	 <p data-bbox="683 745 783 779">Normal</p>	 <p data-bbox="970 965 1238 999">Normal VS Displasia</p> 
B	"Spur" supratroclear, proeminência anormal;	 <p data-bbox="683 976 879 1010">Forma convexa</p>	
C	"Double contour" faceta troclear medial hipoplásica	 <p data-bbox="683 1200 911 1290">Assimetria das facetas articulares</p>	
D	Apresenta os 3 sinais anteriores;	 <p data-bbox="683 1559 919 1637">Forma de bossa de camelo.</p>	

Fig. 4.5: Classificação de displasia troclear, qualitativa [7, 8, 41].

4.2 Medidas de Displasia Troclear

A avaliação qualitativa da displasia da tróclea é feita através do RX e TC através da avaliação da configuração da tróclea, segundo uma escala de severidade. A displasia troclear pode levar a incoerências na realização de outras medições, uma vez que o ponto anatômico que define o ponto mais baixo da goteira troclear deixa de existir, como se vai compreender a seguir (ver Figura 4.4) [45] e a título de resumo na Figura 4.5) [7].

4.2.1 Ângulo Troclear

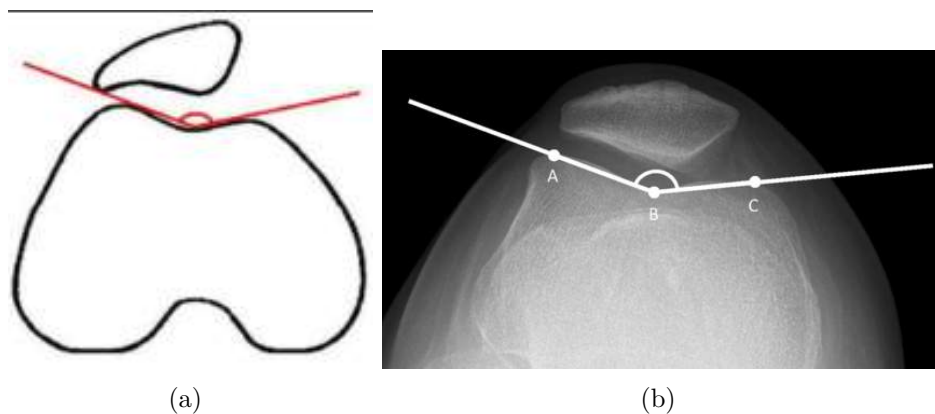


Fig. 4.6: Medição do ângulo troclear: (a) Representação esquemática para a realização para a medição do ângulo troclear, adaptado de [12]; (b) Medição do ângulo troclear em RX axial da rótula, retirado de [10]

Este ângulo consiste na determinação da abertura da tróclea na sua posição anatômica, entre os dois côndilos femorais [24], medido em graus ($^{\circ}$) [11]. O valor assume-se normal quando inferior a $145,0^{\circ}$ e consoante o valor pode assumir-se uma tróclea plana ou convexa [10].

Como medir: A medição é efectuada através de um ângulo entre duas linhas: uma inicia-se no ponto mais inferior da goteira troclear e percorre a faceta articular medial da tróclea, a outra inicia-se no ponto mais inferior da goteira troclear e percorre a faceta articular lateral da tróclea (ver Figura 4.6) [11].

RX: Radiograma axial da rótula, com abertura do espaço interarticular, mas a morfologia da rótula pode ficar alterada por sobreposição de estruturas [12, 7].

TC e RM: Imagem com visualização da maior extensão de cartilagem na goteira troclear, no plano axial [11].

4.2.2 Profundidade Troclear

A medida da profundidade troclear determina a distância a que se encontra o ponto mais inferior da goteira troclear. Medida em mm. Considera-se anormal quando esta assume valores inferiores a 3,0-4,0 mm [48, 10].

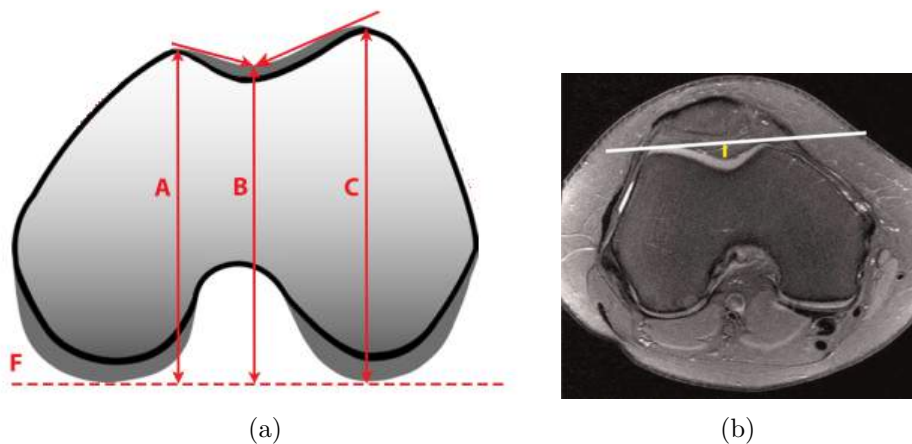


Fig. 4.7: Medição da profundidade troclear: (a) Representação esquemática para a realização da medição da profundidade troclear, retirado de [11]; (b) Representação de variante para medição da profundidade troclear, em imagem de RM, retirado de [49].

Como medir: São traçadas três linhas paralelas entre si, uma no ponto mais alto da faceta articular medial da tróclea (A), uma no ponto mais alto da faceta articular lateral da tróclea (C) e a última na goteira troclear (B). As três têm de ser perpendiculares a uma linha que intersesta os dois côndilos femorais (F) (ver Figura 4.7). A profundidade troclear é calculada através da fórmula: $[(A+C)/2]-B$ [11, 9, 48].

RX: Medido pela primeira vez em 1964, através da forma da tróclea, mas não nestes parâmetros específicos [7].

TC e RM: Imagem com visualização da maior extensão de cartilagem na goteira troclear, no plano axial [11, 9].

Outra medida alternativa para determinar a profundidade da goteira troclear é nada mais do que traçar uma linha que intersekte os dois côndilos femorais anteriormente na imagem que apresenta o ponto mais inferior da goteira troclear. Medir a distância entre a linha traçada anteriormente e o ponto mais inferior da goteira troclear (ver Figura 4.7) [49].

4.2.3 Assimetria Troclear dos Côndilos

A assimetria troclear dos côndilos é uma medida que determina a diferença entre os dois côndilos, em porcentagem. A medição é semelhante à realizada para avaliação da profundidade troclear, apenas difere na fórmula para determinação da medida [11].

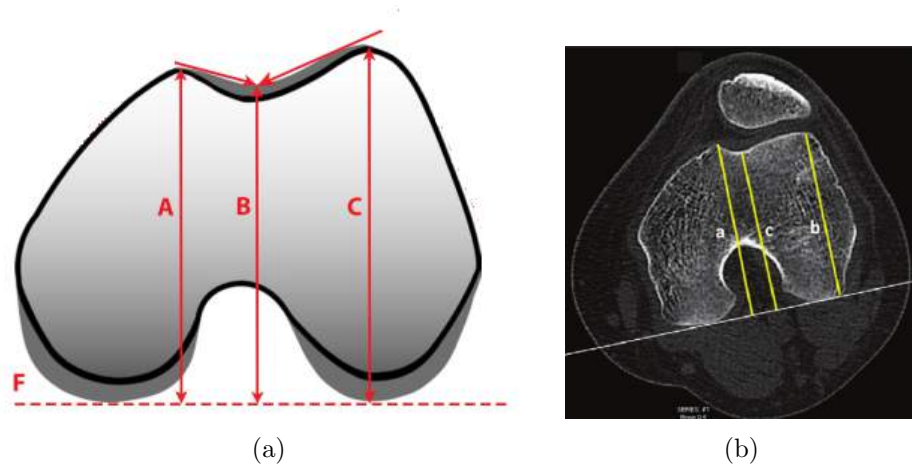


Fig. 4.8: Medição da assimetria troclear dos côndilos: (a) Representação esquemática para a realização da medição assimetria troclear dos côndilos, retirado de [11]; (b) Representação da medição da assimetria troclear dos côndilos, em imagem TC, retirado de [48].

Como medir: São traçadas duas linhas paralelas entre si, uma no ponto mais alto da faceta articular medial da tróclea (A) e uma no ponto mais alto da faceta articular lateral da tróclea (C). Estas têm de ser perpendiculares a uma linha que intersekte os dois côndilos femorais (F). A assimetria dos côndilos é calculada como: $C/A \times 100\%$, (ver Figura 4.8) [11, 49].

RX: Medida inexequível.

TC e RM: Medido na primeira imagem axial com visualização da cartilagem anterior da tróclea [11].

4.2.4 Assimetria Troclear das Facetas

Valor que calcula a diferença de cartilagem entre as duas facetas articulares da tróclea [11]. Assume-se como anormal valores superiores a 2.5 [15].

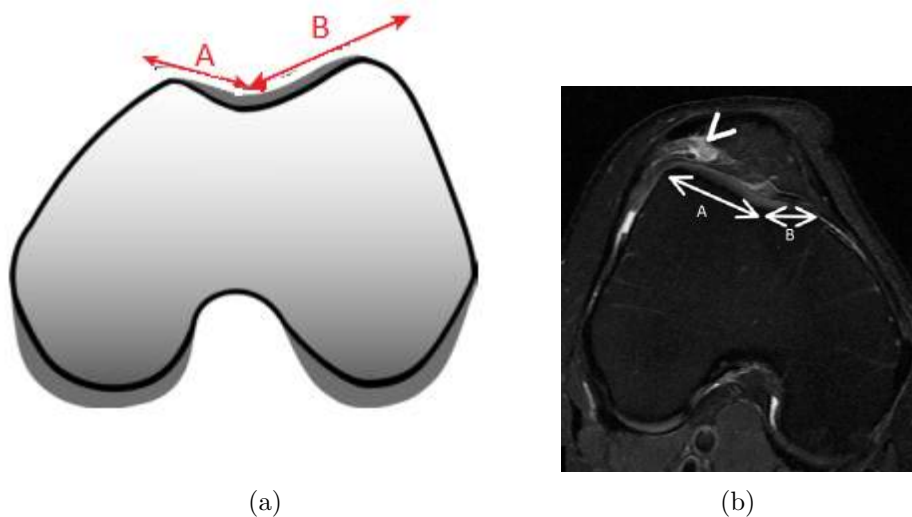


Fig. 4.9: Medição da assimetria troclear das facetas articulares: (a) Representação esquemática para a realização da medição, adaptado de [11]; (b) Representação da medição em imagem de RM, retirado de [15].

Como medir: É necessário traçar duas linhas: uma inicia no ponto mais inferior da goteira troclear e percorre a faceta articular medial da tróclea, a outra inicia no ponto mais inferior da goteira troclear e percorre a faceta articular lateral da tróclea. A assimetria troclear das facetas é calculada como: A/B , (ver Figura 4.9) [11, 9].

RX: Medida inexecutável.

TC e RM: Imagem com visualização da maior extensão de cartilagem na goteira troclear, no plano axial [11, 9].

4.2.5 Ângulo de Inclinação Lateral

O ângulo de inclinação lateral é também denominado como medição do ângulo da vertente externa do côndilo femoral. Este valor é normal quando é inferior a $11,0^\circ$ [49, 13].

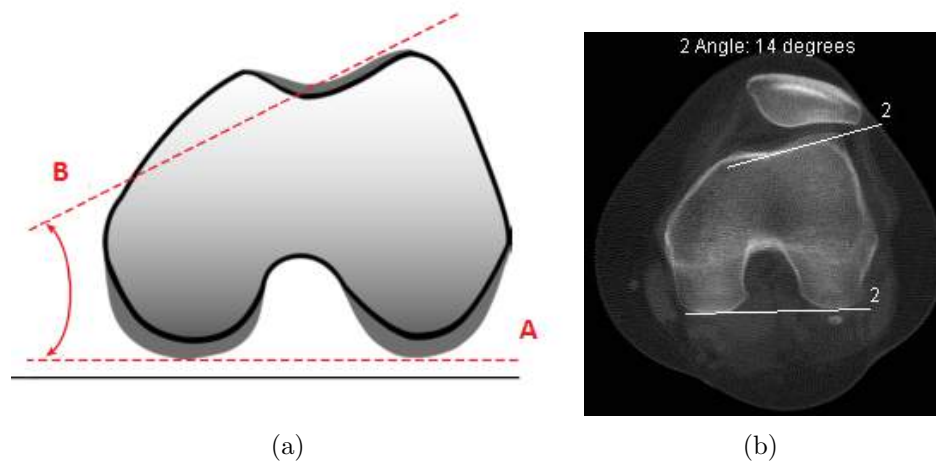


Fig. 4.10: Medição do ângulo da vertente externa do côndilo femoral: (a) Representação esquemática para a realização da medição do ângulo, retirado de [11]; Medida do ângulo de vertente externa em imagem TC.

Como medir: A medição efectua-se através de um ângulo entre duas linhas: uma que intersesta os dois côndilos femorais e outra paralela à faceta articular da vertente lateral da tróclea (ver Figura 4.10) [11, 13, 7].

RX: Medida inexecuível.

TC e RM: Medida no plano axial, na imagem mais inferior com a visualização correcta do "Roman Arch". A visualização da cartilagem anterior da tróclea tem de ser, também, possível [11, 9].

4.2.6 Eixo de Variação Troclear e Condiliana

Como medir: A medição efectua-se através de um ângulo entre duas linhas: uma paralela aos côndilos femorais anteriores e outra horizontal estrita [12] e a medição de um ângulo através de duas linhas: uma paralela aos côndilos femorais posteriores e outra horizontal estrita (ver Figura 4.11) [29].

RX: Medida inexecuível.

TC e RM: Medida no plano axial, na imagem mais inferior com a visualização correcta do "Roman Arch" [29].

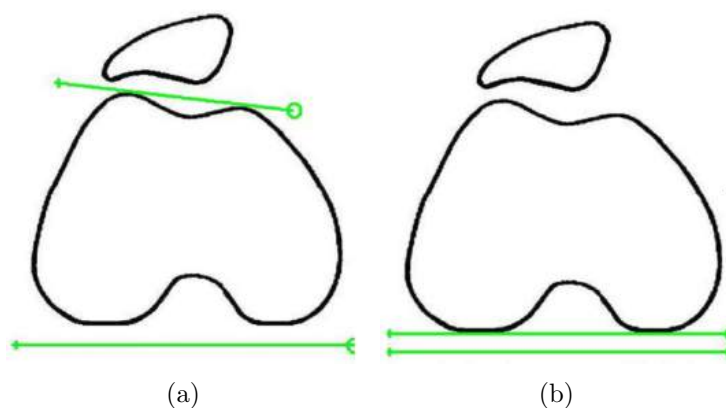


Fig. 4.11: Representação esquemática para a realização da medição do eixo de variação, retirado de [12]: (a) Eixo de variação troclear; (b) Eixo de variação condiliana.

4.3 Medida de Subluxação

A medida de subluxação mede a distância entre o ápice da rótula e o ponto mais baixo da goteira troclear, avaliando o deslocamento da rótula. Esta medida considera sempre a existência de um deslocamento, ou seja, uma posição inicial e outra final, conseguido através da contração do músculo quadríceps [12].

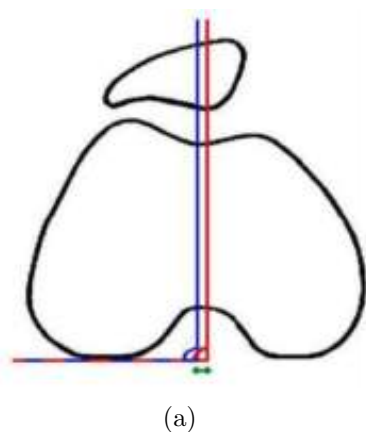


Fig. 4.12: Representação esquemática para a realização da medição da subluxação, retirado de [12].

Como medir: São traçadas três linhas: Uma linha bicondiliana posterior, uma linha perpendicular à primeira a intersectar o ápice da rótula e outra linha paralela a esta a intersectar o ponto mais baixo da goteira troclear [12] (ver Figura 4.14). A medida pretendida é a distância, em mm, entre estas duas linhas paralelas e a diferença de valores com e sem contração [12].

RX: Medida inexequível.

TC: Facilidade de execução com e sem contracção do músculo quadricipital. Prevê-se que quando preservada a anatomia, aquando da contracção, estas estruturas anatómicas fiquem no mesmo corte axial [12].

RM: Medida no plano axial em duas imagens, uma com a visualização correcta do "Roman Arch" e outra com a visualização da inserção do tendão rotuliano na TT [11].

Outro factor que influencia a medição deste valor é a forma da rótula, pois a não determinação do ponto mais inferior da rótula leva a grandes variabilidades porque obriga à aproximação, subjectivando a medição [46].

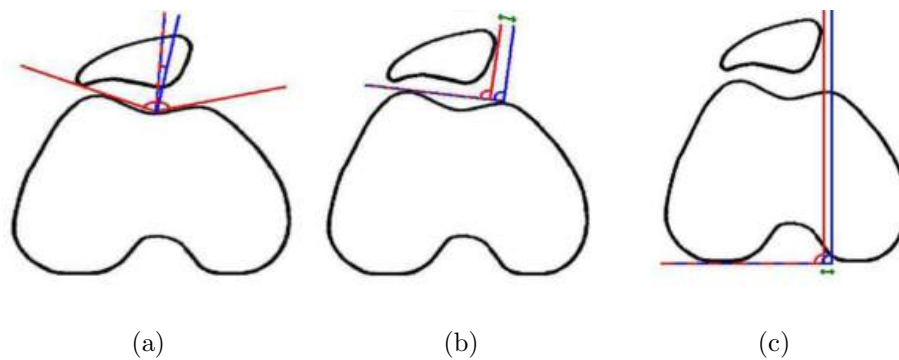


Fig. 4.13: Representação esquemática de medições de deslocamento da rótula, retirado de [12]: (a) Ângulo de congruência; (b) Desvio lateral da rótula medido na tróclea; (c) Desvio lateral da rótula medido nos côndilos.

Existem outras medições possíveis de executar para avaliar o movimento da rótula: ângulo de congruência e o desvio lateral da rótula, medido na tróclea e medido nos côndilos (ver Figura 4.13) [12].

4.4 Medida da Bâscula ou *Tilt*

Esta medida pode traduzir displasia da rótula. Pode ser realizada com os joelhos em flexão: movimento proximal da rótula sobre a tróclea. Flexão de $> 20,0^\circ$ do membro leva a que a medição seja feita com a translação lateral em relação ao eixo femoral e ligação total entre a rótula e a tróclea [10].

Admite-se como valor normal para o joelho relaxado e em extensão o valor de 20° . Quanto maior o valor que o *tilt* assumir, principalmente na contracção, maior

o grau de displasia[16].

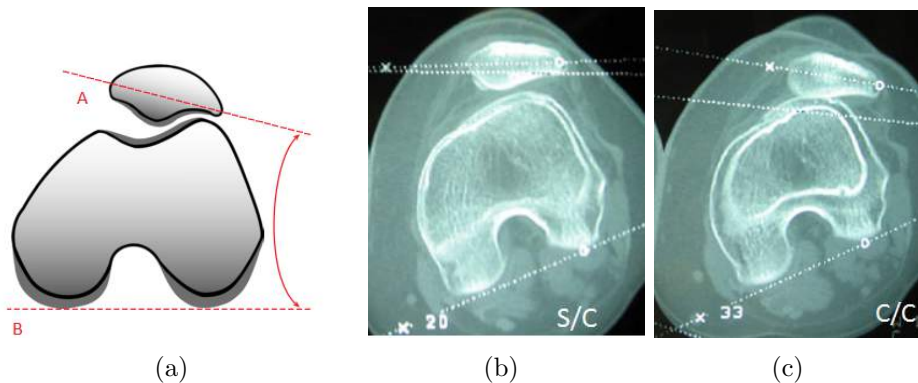


Fig. 4.14: Medição da báscula ou *tilt*: (a) Representação esquemática para a realização da medição da báscula ou *tilt*, retirado de [11]; (b) Exemplo de medição do *tilt* sem contracção do membro, em imagem TC, adaptado de [16]; (c) Exemplo de medição do *tilt* com contracção do membro, em imagem TC, adaptado de [16].

Como medir: Medição de um ângulo através de duas linhas: a primeira paralela aos côndilos femorais, na visualização do "Roman Arch" e a segunda a interseccionar o maior eixo da rótula no ponto médio (ver Figura 4.14) [9, 11].

RX: Permitia apenas uma avaliação qualitativa da posição da rótula em relação à goteira troclear, ainda hoje utilizada para descrever a existência de subluxação e tem sempre que ser confirmado por TC [13, 7].

TC: A avaliação do *tilt* deve ser feita com os joelhos em extensão, relaxados e com contracção do quadríceps para que se possa compreender a solidez do ligamento patelofemoral medial. A medida normal relaciona-se com a média das duas, a fim de compreender o aumento do ângulo na contracção do músculo e assume o valor de $20,0^\circ$ [13, 16]. O valor do *tilt* rotuliano só altera da extensão para a contracção quando há instabilidade, o que por si só já comprova a sua presença [16].

RM: A medida faz-se no plano axial, na imagem mais inferior com a visualização correcta do "Roman Arch" [9, 8]. A visualização da rótula na sua maior extensão axial tem de ser, também, possível [11].

Existem outras medições possíveis de executar para avaliar o ângulo lateral da rótula e o *tilt* lateral da rótula, quer em relação à tróclea, quer em relação à linha bicondílina (ver Figura 4.15) [12].

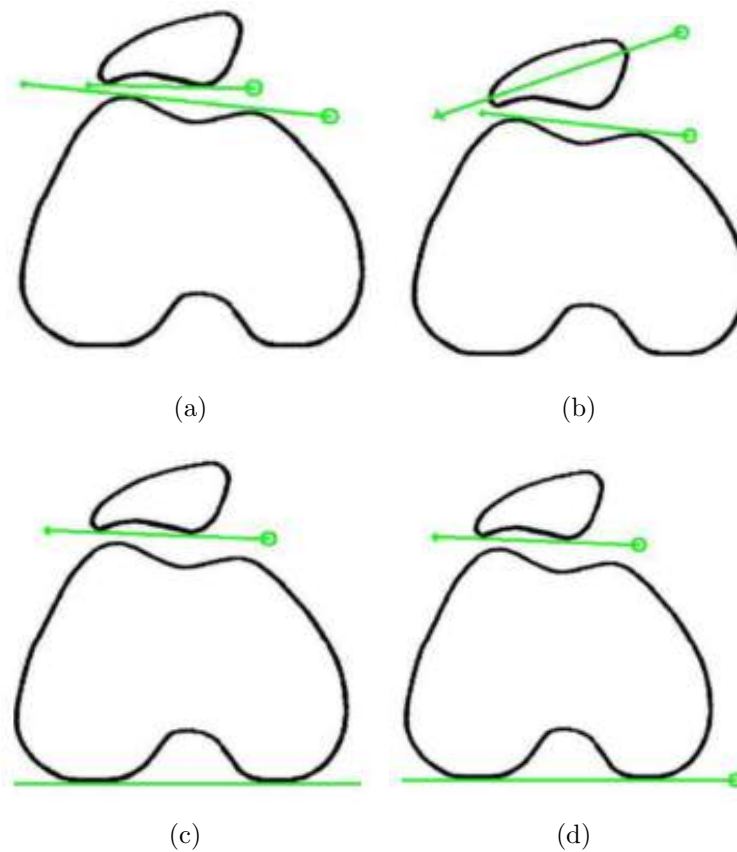


Fig. 4.15: Representação esquemática para a realização de medidas alternativas da bäscula ou *tilt*, retirado de [12]; (a) Avaliação do ângulo lateral da rótula em relação à tróclea; (b) Avaliação do *tilt* da rótula em relação à tróclea; (c) Avaliação do ângulo lateral da rótula em relação à linha bicondiliana; (d) Avaliação do *tilt* da rótula em relação à linha bicondiliana.

4.5 Medidas da Altura da Rótula

As medidas de altura da rótula são um indicativo de dessaranjo da articulação e é facilmente avaliado no RX de perfil. Dada a sua acuidade, foi facilmente transposta para as outras modalidades de imagem.

4.5.1 Índice de Caton-Deschamps

Surgiu pela primeira vez no ano de 1977, como sendo um método independente do grau de flexão do joelho e com avaliação da faceta articular da rótula [7].

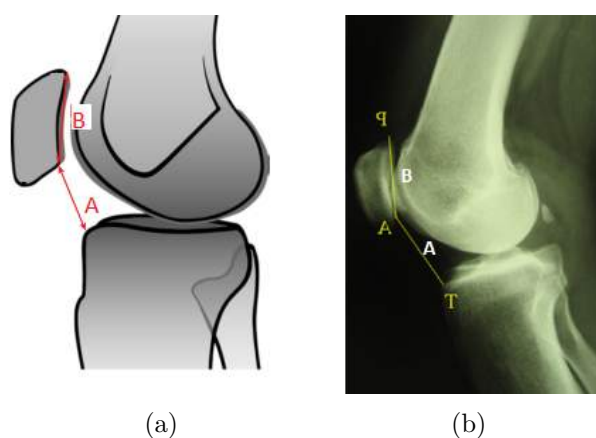


Fig. 4.16: Medição do índice de Caton-Deschamps: (a) Representação esquemática para a realização da medição do índice de Caton-Deschamps, retirado de [11]; (b) Medição do índice de Caton-Deschamps em imagem de RX convencional, retirado de [16].

Como medir: Traça-se duas linhas: uma paralela à superfície articular da cartilagem da rótula (B) e outra que vai desde o ponto mais baixo da faceta articular da rótula até ao ponto mais proeminente da superfície articular ou bordo da tíbia (A) (ver Figura 4.16) [7, 11, 9, 49]. O valor do índice é dado por: B/A [11, 9].

O valor esperado para um índice é 1 [8, 9]. Contudo, só é considerado patológico acima de 1,2 [13].

RX: Método goldstandard para avaliação da altura da rótula. Realizado no radiograma de perfil do joelho, com flexão do mesmo a 30° .

TC: Medida na reformatação sagital do joelho [7].

RM: Utiliza um plano sagital da rótula na ponderação T1, em que esta é visível na sua maior extensão [8, 11, 9].

4.5.2 Índice de Insall e Salvati

Mede o comprimento do tendão rotuliano ao longo da rótula, no plano sagital [11]. Tem a desvantagem de considerar a região não articular da rótula que é amplamente variável [7]. Medida em rácio, com valor normal: $< 1,3$ [8].

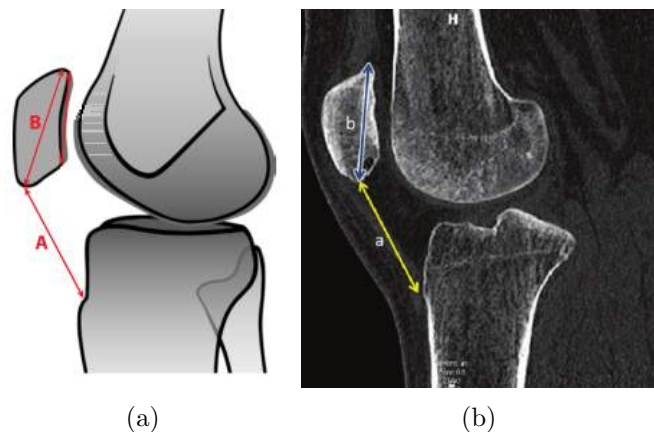


Fig. 4.17: Medição do índice de Insall and Salvati: (a) Representação esquemática para a realização da medição do índice de Insall and Salvati, retirado de [11]; (b) Medição do índice de Insall and Salvati em reformatação sagital em imagem TC, retirado de [48].

Como medir: Traça-se duas linhas: uma do ponto mais superior da rótula até à inserção do tendão rotuliano, ponto mais baixo da rótula (B) e outra linha desde o ponto mais baixo da rótula até à inserção do tendão na tuberosidade anterior da tibia (TT) (A) (ver Figura 4.17) [11, 9, 49]. O valor do índice é dado por: A/B [11, 9].

RX: Realizado no radiograma de perfil do joelho, com flexão do mesmo a $30,0^\circ$.

TC: Medida na reformatação sagital do joelho [7].

RM: Utiliza um plano sagital da rótula na ponderação T1, em que esta é visível na sua maior extensão [8, 9, 11].

Existem vários índices de Insall and Salvati modificados de forma a conseguir ultrapassar as limitações da medida original, não sendo, actualmente, considerados como os mais relevantes [7].

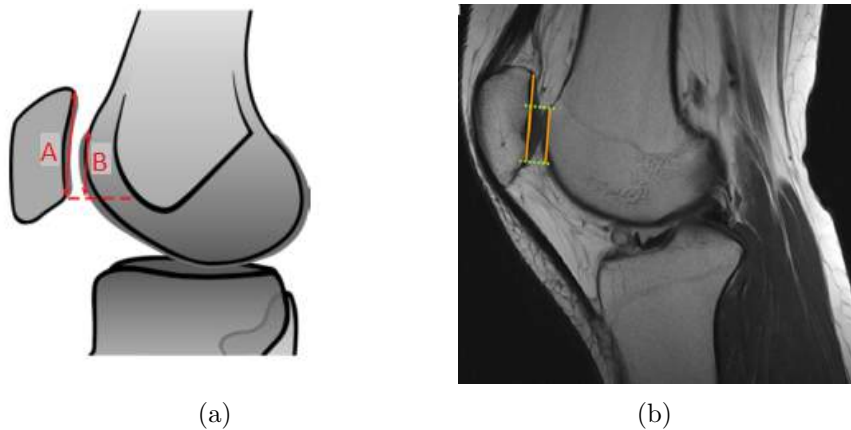


Fig. 4.18: Medição do índice patelo-trocLEAR: (a) Representação esquemática para a realização da medição do índice patelo-trocLEAR, retirado de [11]; (b) Medição do índice patelo-trocLEAR em imagem de RM, no plano sagital, ponderada em T1, retirado de [7].

4.5.3 Índice Patelo-TrocLEAR

O índice patelo-trocLEAR associa a medida da altura da rótula com as alterações cartilagueas já associadas ao desgaste.

Como medir: Traça-se duas linhas: uma paralela à superfície articular da cartilagem da rótula (A) e outra paralela a esta, à altura do seu ponto inferior até ao final da superfície articular do fémur (B) (ver Figura 4.18) [11]. Índice: B/A [11].

RX e TC: Não aplicado ao RX e TC, uma vez que estas duas modalidades de imagem não têm acuidade para visualização da cartilagem [7].

RM: Utiliza um plano sagital da rótula na ponderação T1, em que esta é visível na sua maior extensão, ou na ponderação DP para melhor avaliação do contacto entre as estruturas [7, 11].

Existem outras medições possíveis de executar para avaliar a proporcionalidade da rótula, quanto à sua faceta articular: proeminência trocLEAR ventral, o *patellar nose*, traduzido como nariz da rótula e ainda o *patellar nose ratio* que é nada mais do que a quantificação desta mesma proporcionalidade (ver Figura 4.19). Estas medidas quantificam a fricção e o desgaste cartilagueo induzido à rótula [15].

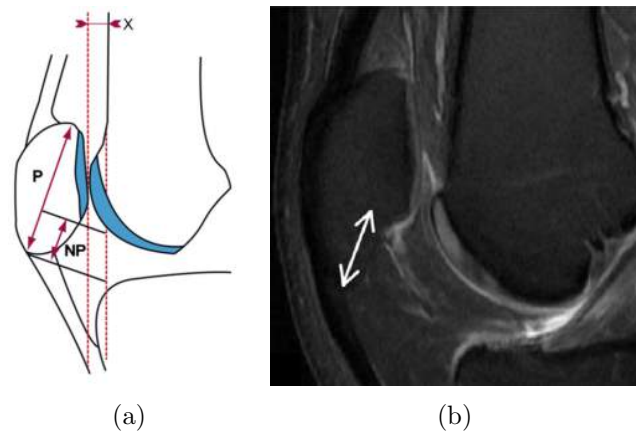


Fig. 4.19: Medição de proporcionalidade da faceta articular da rótula: (a) Representação esquemática para a realização da medição de proporcionalidade da faceta articular da rótula: X representa a medida de proeminência troclear ventral, NP representa o *patellar nose* e a fórmula NP/P representa o *patellar nose ratio*, retirado de [15]; (b) Medição do NP, ou *patellar nose*, em imagem de RM, no plano sagital, ponderada em DP FatSat, retirado de [15].

4.6 Medida de Joelho Varo/Valgo

4.6.1 Torção Femoral

Avalia a anteversão do fêmur [13]. O valor normal é de $13,0^\circ$ [13].

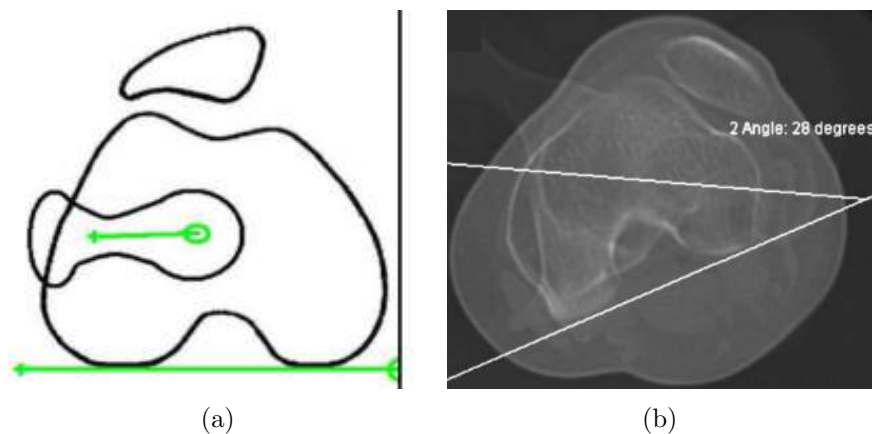


Fig. 4.20: Medição de torção femoral: (a) Representação esquemática para a realização da medição de torção femoral, retirado de [12]; (b) Medição da de torção femoral em imagem de TC, no plano axial, retirado de [10].

Como medir: Consiste no ângulo medido entre duas estruturas anatómicas em planos axiais distintos, através de duas linhas. Uma que atravessa a cabeça e o colo

de fêmur e outra paralela à linha posterior que delimita os côndilos femorais [13] (ver Figura 4.20).

RX: Medida inexecutável.

TC e RM: Medida no plano axial, na imagem mais inferior com a visualização correcta do "Roman Arch" e outra em que seja visível toda a extensão do colo femoral ipsilateral [13].

4.6.2 Torção Tibial

Avalia a rotação do membro inferior em varismo ou valgismo, consoante o resultado da medida [42]. O valor normal é de $30,0-35,0^\circ$ [13].

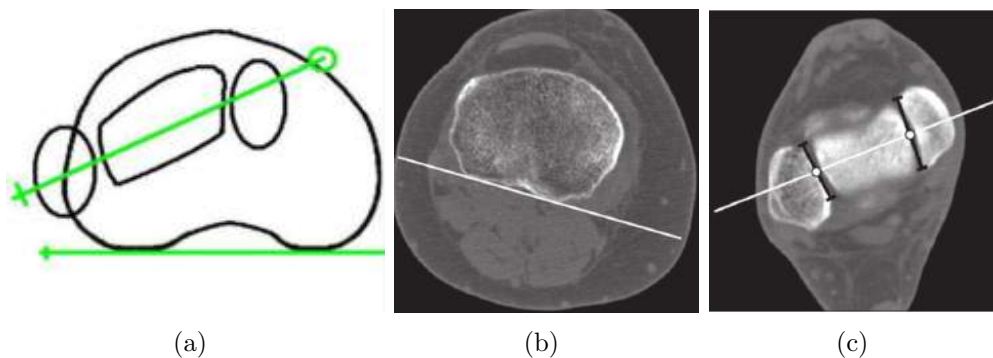


Fig. 4.21: Medição do ângulo de torção tibial: (a) Representação esquemática para a realização da medição do ângulo de torção tibial, retirado de [42]; (b) Medição da primeira linha para traçar o ângulo de torção tibial, nos pratos tibiais em imagem axial de TC, retirado de [50]; (c) Medição da segunda linha para traçar o ângulo de torção tibial em imagem axial de TC, nos maléolos, retirado de [50].

Como medir: Ângulo medido entre duas estruturas anatómicas, o joelho e o tornozelo, em planos axiais distintos, através de duas linhas. Uma linha paralela aos pratos tibiais na região posterior e outra a atravessar o maléolo interno e externo do tornozelo, a meia distância, simultaneamente (ver Figura 4.21).

RX: Medida inexecutável.

TC e RM: Medida no plano axial, na imagem em que seja visível toda a extensão dos pratos tibiais posteriores e outra em que sejam visíveis os dois maléolos, ipsilaterais [13].

4.6.3 Torção Côndilos-Pratos

Avalia a rotação do joelho, ou seja o desalinhamento dos côndilos em relação aos pratos tibiais [37, 42].

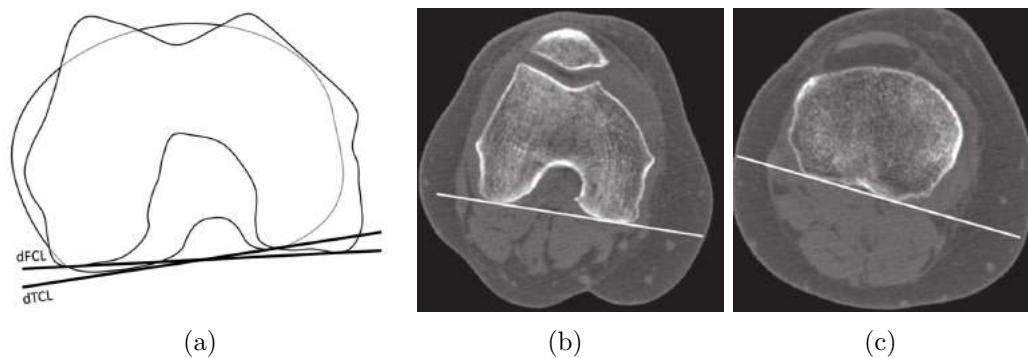


Fig. 4.22: Medição do ângulo de torção c ndilos-pratos: (a) Representação esquemática para a realização da medição do ângulo de torção c ndilos-pratos, retirado de [42]; (b) Medição da primeira linha para traçar o ângulo de torção c ndilos-pratos, em imagem axial de TC, retirado de [50]; (c) Medição da segunda linha para traçar o ângulo de torção c ndilos-pratos em imagem axial de TC, nos pratos tibiais, retirado de [50].

Como medir: Medição de um ângulo através de duas linhas: uma paralela aos c ndilos femorais posteriores e outra paralela aos pratos tibiais posteriores (ver Figura 4.22) [42].

RX: Medida inexecuível.

TC e RM: Medida no plano axial, na imagem mais inferior com a visualização correcta do "Roman Arch" e outra em que seja visível toda a extensão dos pratos tibiais posteriores ipsilaterais [12].

A título de resumo, condensa-se as principais medições referenciadas na Tabela 4.1, apresentadas ao longo deste capítulo.

Das medidas apresentadas algumas integram o protocolo de realização do estudo por TC das RPF. O protocolo de medição das RPF por TC apresenta-se no capítulo que se segue.

Tab. 4.1: Tabela de resumo das medições bibliográficas.

Grupo da medição	Medida	Modalidade	Valor normal
Lateralização da TT	Ângulo Q	RX	<20°
	TT-TG	TC + RM	<20 mm
	TT-PCL	TC + RM	<24 mm
Displasia Troclear	Ângulo troclear	RX + TC + RM	<145°
	Profundidade troclear	TC + RM	>3 mm
	Assimetria dos côndilos	TC + RM	–
	Assimetria das facetas	TC + RM	<2.5
	Inclinação lateral	TC + RM	<11°
Subluxação	Medida de subluxação	TC + RM	*
Tilt	Tilt	TC + RM	*
Altura da rótula	Índice Caton-Deschamps	RX + TC + RM	1
	Índice Insall e Salvati	RX + TC + RM	<1.3
	Índice patelo-troclear	TC + RM	0.5
Joelho varo/valgo	Torção femoral	TC + RM	13°
	Torção tibial	TC + RM	30-35°
	Torção côndilos-pratos	TC + RM	<5°

* Diferença entre medidas

Protocolo de Medição de Casos Clínicos

Para a realização de um exame completo de Tomografia Computorizada para o estudo das relações patelofemorais é, então, necessário proceder à realização do exame através da aplicação de um protocolo específico apresentado na Secção 3.2. Após a aquisição das imagens é necessário fazer o seu tratamento a fim de tornar possível a obtenção das medidas que constituem e completam este estudo.

Para compreender como podem variar as medições, foram analisados 20 exames de TC, cujo pedido médico remetia para estudo das RPF. Estes casos foram recolhidos retrospectivamente, tendo sido extraídos de um sistema PACS (*Picture Archiving and Communication System*). A data dos exames está compreendida entre Janeiro e Julho de 2013.

De um total de 20 casos, 10 foram recolhidos num aparelho da GE (General Electric) Light Speed Plus, aparelho multidetector, com 4 cortes. 10 casos foram recolhidos num aparelho da Siemens Somatom Emotion, aparelho multidetector, com 16 cortes. Destes 10 casos, 5 correspondem ao sexo feminino e 5 ao sexo masculino, respectivamente, para cada aparelho.

Aquando da medição não era do conhecimento técnico a origem do exame, isto é, este não tinha acesso a qualquer dado do exame, de forma a não criar viés na medição.

Cada caso retirado do sistema PACS incluía 3 aquisições de imagem bilaterais: aquisição com o joelho em extensão, aquisição com o músculo quadricipital contraído e aquisição com flexão dos joelhos a 30°. Incluía, ainda, 2 topogramas dos joelhos, de face com os joelhos em extensão e de perfil com os joelhos em flexão a 30° (ver Tabela 5.1).

Todos os 20 casos foram medidos 2 vezes por 3 técnicos de diagnóstico e terapêu-

Tab. 5.1: Conteúdo de um caso clínico e estudo TC para RPF.

Paciente	Série 1	Topograma de face Topograma de perfil Aquisição bilateral com os joelhos em extensão
	Série 2	Aquisição com contracção bilateral dos músculos quadricipitais
	Série 3	Topograma de perfil com flexão dos joelhos a 30° Aquisição bilateral, com flexão dos joelhos a 30°

Tab. 5.2: Relação das medições efectuadas com os *softwares* utilizados.

<i>Software</i>	Técnicos		
	Técnico A	Técnico B	Técnico C
Siemens	X		X
GE		X	X

tica, sendo que nenhum destes técnicos procedeu à aquisição do estudo. Cada um deles mediu todos os casos duas vezes, num dos *softwares*, à excepção do técnico 3, que realizou a medição duas vezes em cada um dos *softwares*. O *software* de medição foram a consola do aparelho Siemes Somaton Emotion 16 e a estação de trabalho da GE ADW 4.2, através das ferramentas que cada um dos softwares disponibiliza.

O processo de medição assentou na entrega de 10 CD, todos eles com ID par ou impar, anónimos cujo conteúdo era um exame para estudo de RPF. O técnico 1 mediu os 10 exames, sem qualquer acesso a qualquer dado relativo ao mesmo. Supondo que haviam sido entregues os CD's com número par, eram agora substituídos pelos números ímpares, para que não fosse medido o mesmo exame duas vezes seguidas. Este processo repetiu-se duas vezes para cada técnico. À excepção do técnico 3 que repetiu este processo para os dois *softwares*, como podemos verificar através da análise da Tabela 5.2. Do total de 20 casos um foi excluído por incapacidade de leitura por parte dos dois equipamentos, totalizando assim 19 casos clínicos para análise.

5.1 Imagens para Medição

As medições podem variar consoante o técnico, o médico, a instituição e o pedido do médico que prescreve o exame. Caso não haja qualquer indicação a contrariar estes dados por parte do médico que prescreve o exame são por protocolo realizados um conjunto de 10 medições, bilaterais:

Tab. 5.3: Relação das séries adquiridas com as medições efectuadas.

Topograma de face	
Série 1 (extensão)	TA-GT Ângulo troclear Ângulo vertente externa/côndilos Ângulo de torção côndilos/pratos Subluxação rotuliana em extensão Báscula externa das rótulas em extensão
Série 2 (contração)	Subluxação rotuliana com contração Báscula externa das rótulas com contração
Topograma de perfil	Índice de Catton
Série 3 (flexão a 30°)	Báscula externa das rótulas com os joelhos em flexão

1. Índice de Catton;
2. TA-GT;
3. Ângulo troclear;
4. Ângulo vertente externa/côndilos;
5. Ângulo de torção côndilos/pratos;
6. Subluxação rotuliana em extensão;
7. Subluxação rotuliana com contração dos quadricípes femorais;
8. Báscula externa das rótulas com os joelhos em extensão;
9. Báscula externa das rótulas com os joelhos em flexão (30°);
10. Báscula externa das rótulas com contração dos músculos quadricípes femorais;

As séries e as *slices* específicas que devem ser seleccionadas para fazer as referidas medições são de extrema importância, pelo que a informação aqui apresentada é praticamente sobreponível à que a bibliografia refere.

Cada uma das séries adquiridas serve como base a algumas medições, bem como o topograma de perfil. As medições e respectivas séries estão listadas na Tabela 5.3.

- Na **série 1** é medido o TA-GT, o ângulo troclear, o ângulo vertente externa/côndilos, o ângulo de torção côndilos-pratos, a subluxação rotuliana em extensão e a báscula externa das rótulas com os joelhos em extensão.

- Na **série 2** é medida a báscula externa das rótulas com contração dos músculos quadricípes femorais e a subluxação rotuliana com contração dos quadricípes femorais;
- Na **série 3** é medida a báscula externa das rótulas com os joelhos em flexão (30°).
- No **topograma de perfil** com flexão dos membros inferiores a 30° é medido o índice de Catton.

Relembrando, porém, que as diferentes medições têm unidades de medida diferentes, algumas delas são medidas de ângulos, outras de distâncias e ainda a medida de um índice. A medida do índice de Catton é adimensional. As medidas de distâncias são o TA-GT, a subluxação rotuliana em extensão e a subluxação rotuliana com contração, medidas em mm (milímetros). As restantes são ângulos medido em graus (°).

Para ser possível a visualização de estruturas anatómicas que se encontram em diferentes *slíces* ao longo do membro inferior é necessário recorrer a uma ferramenta comum aos dois aparelhos: subtração de imagens. Este processo permite obter estruturas anatómicas distintas na mesma imagem para permitir a medição nas estruturas correctas, como é o caso, por exemplo do TA-GT [19].

As imagens que precisam obrigatoriamente de subtração são:

- TA-GT;
- Ângulo de torção côndilos/pratos.
- Medida de subluxação;

São necessárias três imagens de subtração na série 1 e uma imagem de subtração na série 2, totalizando 4 imagens novas:

- **Imagem de subtração 1:** Subtração da imagem em que seja visível a inserção do tendão rotuliano na tuberosidade anterior da tíbia e a goteira troclear, em simultâneo com o plano bicondiliano, na série 1, representado na Figura 5.1;
- **Imagem de subtração 2:** Subtração de imagem em que seja visível o plano bicondiliano com imagem dos pratos tibiais interno e externo em simultâneo, na série 1, representado na Figura 5.2;

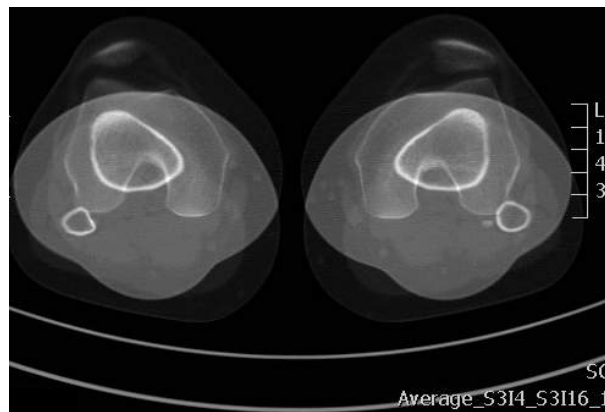


Fig. 5.1: Imagem de subtração 1, para medição de TT-TG.

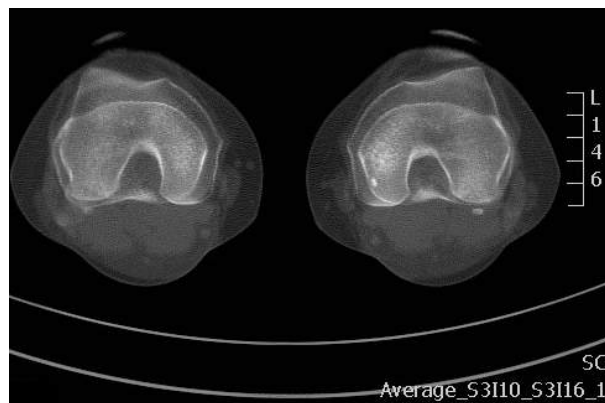


Fig. 5.2: Imagem de subtração 2, para medição de ângulo de torção condilos-pratos.

- **Imagem de subtração 3:** Subtração de imagem em que seja visível o plano bicondiliano e em simultâneo a goteira troclear com imagem da rótula na sua maior extensão, na série 1, representada na Figura 5.3(a).
- **Imagem de subtração 4:** Subtração de imagem em que seja visível o plano bicondiliano e em simultâneo a goteira troclear com imagem da rótula na sua maior extensão, na série 2, representada na Figura 5.3(b).

De forma a uniformizar as medições as *slices* utilizadas devem ser sempre as mesmas, isto é, em cada série deve ser utilizada uma *slice* e apenas uma para a visualização do plano bicondiliano e essa mantida como referência para todas as medições que usem esse plano como referência. Assim sendo, as imagens de subtração podem ser ambíguas para a realização de outras medições, por exemplo, o ângulo troclear pode ser medido na Imagem de subtração 3.

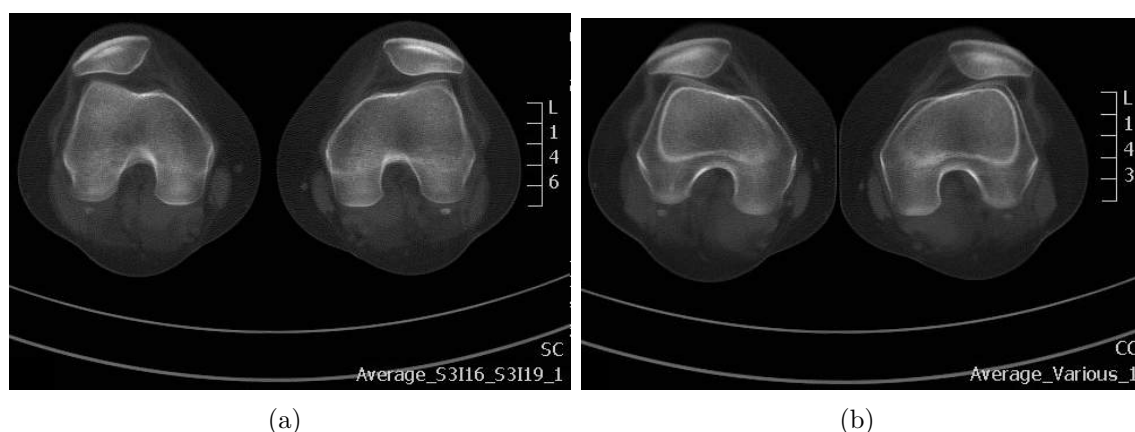


Fig. 5.3: Imagem de subtração para medição de subluxação e báscula: (a) Imagem de subtração 3, relativa à série 1; (b) Imagem de subtração 4, relativa à série 2.

Apresenta-se a seguir os passos necessários, genéricos, para realizar cada uma das medições já enumeradas em cada um dos aparelhos.

5.2 Ferramentas de Medição para *Siemens Somaton Emotion 16*

O equipamento Siemens Somaton Emotion 16 apresenta uma limitação evidente, ou seja, todo o processo de determinação de ângulos e distâncias, em pontos específicos de imagens previamente selecionadas e pós-processadas, é realizado de forma manual.

As séries do estudo apresentam-se, a seguir, em forma de diagrama em árvore, aspecto próprio para este aparelho (ver Figura 5.4) e é de notar que as séries adquiridas apresentam-se individualizadas e rotuladas como já foi referido no início deste capítulo.

A subtração das imagens é um processo intuitivo e conseguido através de uma ferramenta "AVERAGE", disponível na consola. Aqui podem ser selecionadas mais do que duas *slices* de uma mesma série. A imagem final pode ser gravada de forma individual, ou seja uma imagem por série, ou como uma série de novas imagens, ou seja, várias imagens por série (ver Figura 5.5).

Não existe uma sequência estipulada de medição, mas há alguns critérios que devem ser tidos em conta de forma a evitar dados menos corretos. Considerando a medida do ângulo troclear e a medida da vertente externa, estas duas medidas devem ser realizadas na mesma *slice*, em que a inclinação da vertente externa da tróclea deve ser a mesma que a utilizada para medir o ângulo troclear. A linha que

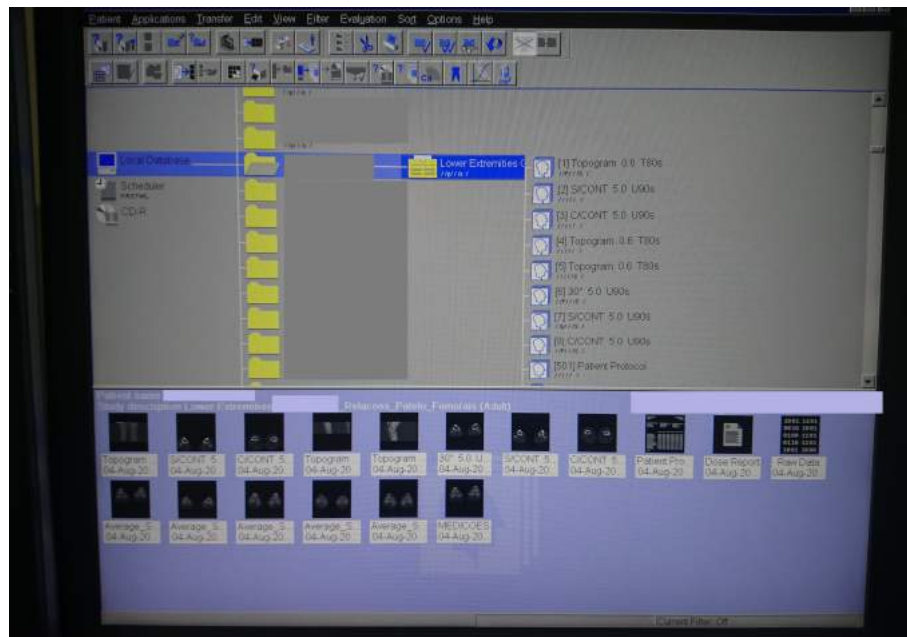


Fig. 5.4: Apresentação das séries em forma de diagrama no aparelho Siemens.

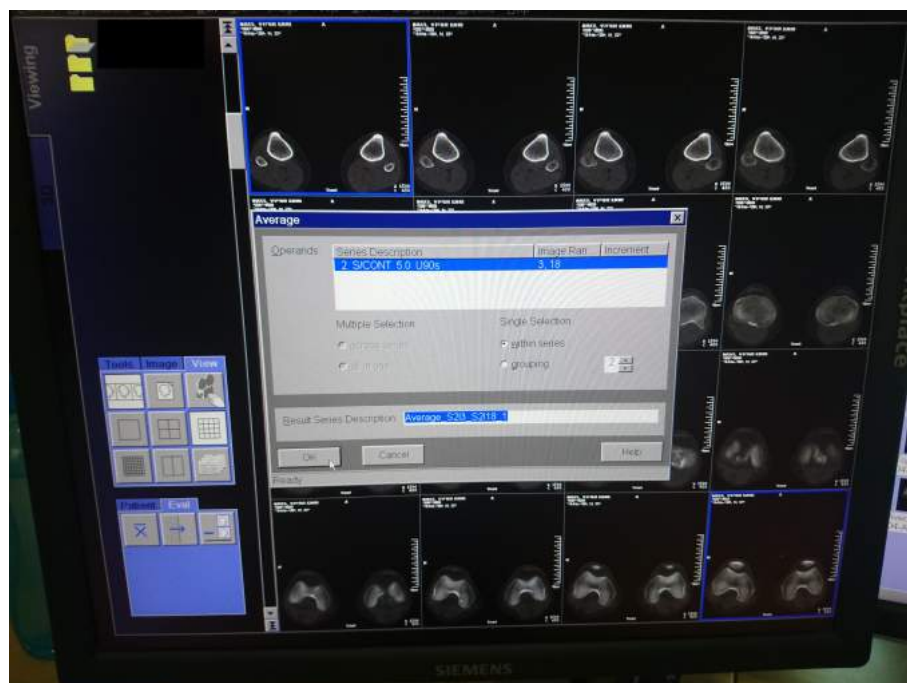


Fig. 5.5: Imagens da realização de subtração de imagens no aparelho Siemens, menu de confirmação das *slices* a processar.

vai interceptar os dois côndilos femorais, plano bicondiliano, deve ser preservada sempre ao longo da série e sempre que possível com utilização do plano no mesmo *slice*.

Para realizar a medição de ângulos é utilizada uma ferramenta específica. Esta obriga à delimitação de duas rectas e o valor do ângulo é disponibilizado de imediato no *display*. Podem ser medidos na mesma imagem um grande número de ângulos, cada um deles identificado numericamente.

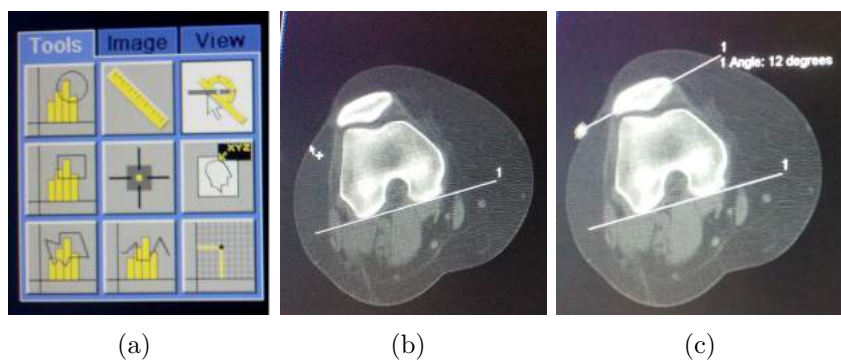


Fig. 5.6: Medição ângulo no aparelho Siemens: (a) Ferramenta de selecção; (b) Imagem da primeira recta, numerada; (c) Imagem da segunda recta e determinação do valor do ângulo e da sua denominação.

A título de exemplo, é possível observar na Figura 5.6 o processo de execução: selecção da ferramenta adequada, seguida de traçado de um recta e por fim a segunda recta que vai definir o valor do ângulo pretendido.

Para fazer a medição do índice, são apenas medidas as distâncias intervenientes na fórmula já apresentada anteriormente. Como exemplo temos o índice de Catton.

Para fazer a medição das distâncias, o procedimento pode ser mais moroso e complicado. Sabendo que o valor que queremos medir está compreendido entre duas linhas paralelas e que ambas formam um ângulo de 90° com outra linha, temos de utilizar a ferramenta de medição de ângulos e a de medição de distâncias. Um exemplo de medição de distância é a medida de TT-TG, como se pode ver na Figura 5.7. É traçada uma linha bicondiliana, a fazer 90° com esta linha traçamos uma recta que intercepte a tuberosidade anterior da tíbia. Traçamos outra linha paralela à anterior a interceptar a goteira troclear. A medida de interesse é nada mais do que a distância entre estas duas rectas paralelas.

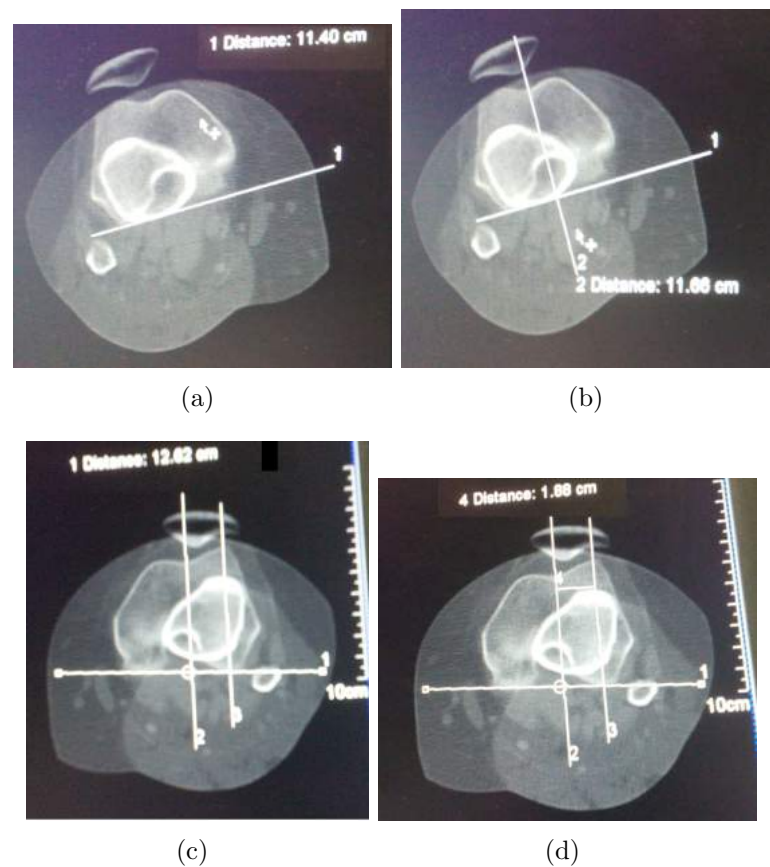


Fig. 5.7: Medição de distância no aparelho Siemens: (a) Determinação da linha bicondilar; (b) Determinação da goteira troclear; (c) Determinação da tuberosidade anterior da tíbia; (d) Medição da distância de interesse.

5.3 Ferramentas de Medição na Estação de Trabalho ADW 4.2

A primeira diferença significativa entre o *software* já apresentado é que a medição neste caso não é realizada no equipamento de aquisição, mas numa estação de trabalho. Esta apresenta dois monitores que facilitam a visualização de imagens em simultâneo. Permite fazer uma leitura mais clara da imagem subtraída que se apresenta no monitor 1, com a *slice* original que lhe deu origem, por exemplo. A navegação entre os dois monitores é muito simples e realizada em frações de segundo.

A forma como as séries são apresentadas permitem que o processo de subtração de imagens seja fácil e eficaz. Contudo é limitado a um máximo de duas *slices* por subtração.

De forma visual a ferramenta para subtração as imagens "ADD/SUB" apresenta-

se como uma máquina de calcular. A cada parcela determinamos o exame, a série e a *slice* que queremos subtrair. No final é só fazer "=" que a nova imagem é automaticamente gravada, exemplificado através da Figura 5.8. Há ainda a facilidade de gravar cada imagem como uma série isolada ou incluir todas as imagens subtraídas numa mesma série.

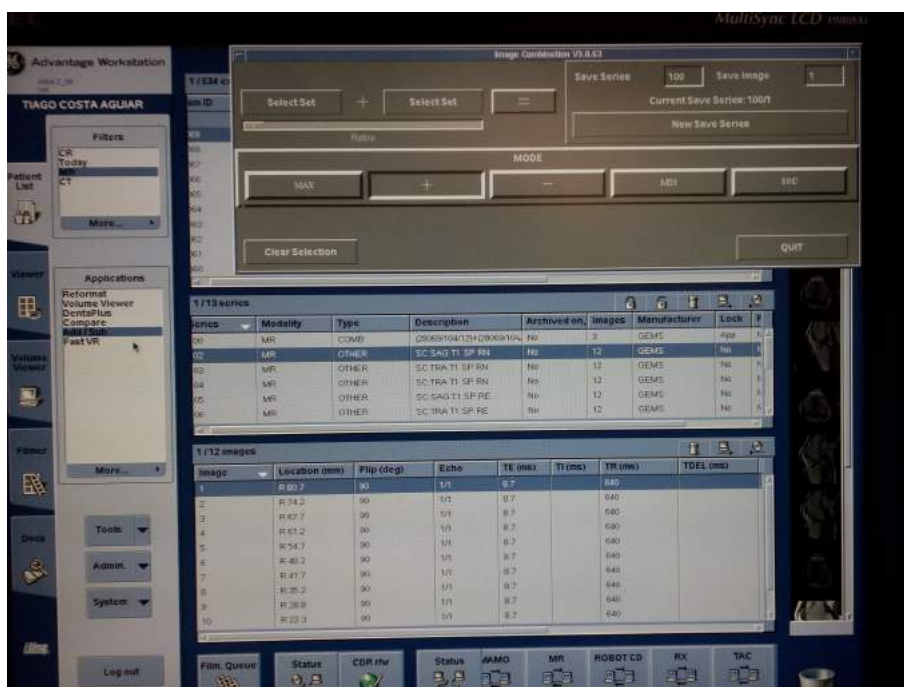


Fig. 5.8: Imagens da realização de subtração de imagens: selecção das imagens e confirmação das *slices* a processar.

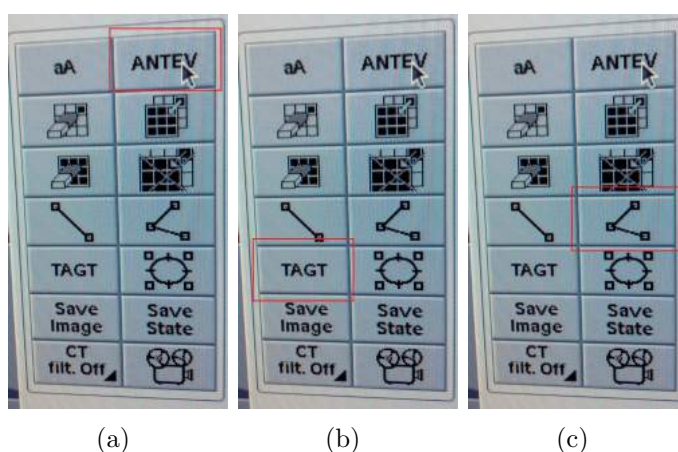


Fig. 5.9: Comandos disponíveis na estação de trabalho ADW: (a) Medição de ângulos; (b) Medição de distâncias; (c) Medição de ângulos obtusos.

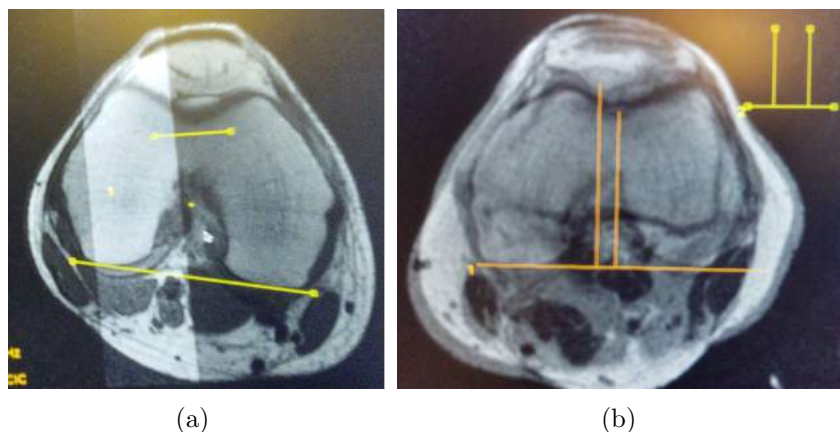


Fig. 5.10: Exemplificação da medição de ângulos e distâncias na ADW: (a) Ajuste das linhas para medição de ângulos, através da ferramenta ANTEV; (b) Ajuste das linhas para medição de distâncias, através da ferramenta TT-TG.

Existem três comandos que são utilizados para realizar as medições: "ANTEV" para medição de ângulos, "TAGT" para medição de distâncias e ainda "<" uma ferramenta que prevê a medição de ângulos obtusos (ver Figura 5.9).

A ferramenta "ANTEV" e "<" prevê o acerto de duas linhas paralelas que se dispõem automaticamente sobre a imagem para formar o ângulo pretendido. O ferramenta "TAGT" prevê a medição de uma distância entre duas linhas paralelas entre si, que formam um ângulo de 90° com uma linha perpendicular às duas anteriores. Como já referido, em todos os comandos, as linhas são automaticamente colocadas, com a angulação correcta entre si, sobre a imagem, sendo apenas necessário fazer o seu ajuste à anatomia (ver Figura 5.10).

Cada imagem é gravada como uma série de "Screen Save" que é nada mais do que a gravação de todos os dados da imagem numa nova imagem e ainda o "Save State" que permite gravar na imagem todas as alterações que esta sofreu, nomeadamente as alterações dos valores de janela, a adição de gráficos, o resultado das medições, entre outros.

5.4 Execução das Medições

Não existe uma ordem determinada para a realização das medições, apenas o conhecimento empírico leva à execução das medições de forma que estas sejam tão fidedignas ao que a bibliografia sugere e tão rápidas quanto possível.

O que se apresenta a seguir é apenas uma proposta de medição, todas as me-

dições que se apresentam a seguir, são medidas na série 1. Devemos considerar as imagens de subtração já explicadas anteriormente.

5.4.1 Ângulo troclear

Para executar a medição do ângulo troclear deve-se ter em conta os passos que se seguem:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 3;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha paralela à vertente externa do côndilo femoral a interceptar a goteira troclear;
 - Linha paralela à vertente interna do côndilo femoral a interceptar a goteira troclear;

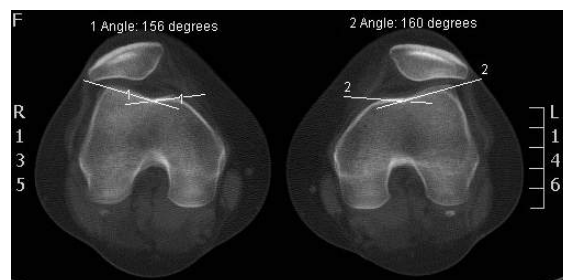


Fig. 5.11: Imagem TC da medição do ângulo troclear.

Um exemplo de realização da medição do ângulo troclear apresenta-se na Figura 5.11, efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.2 Ângulo vertente Externa/Côndilos

Para executar a medição do ângulo da vertente externa/côndilos deve-se ter em atenção os passos que se seguem:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 3;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha paralela à vertente interna do côndilo femoral a interceptar a goteira troclear;

- Linha bicondiliana, que intercepta os dois côndilos femorais, na *slice* onde a fossa poplíteia admite uma forma circular;

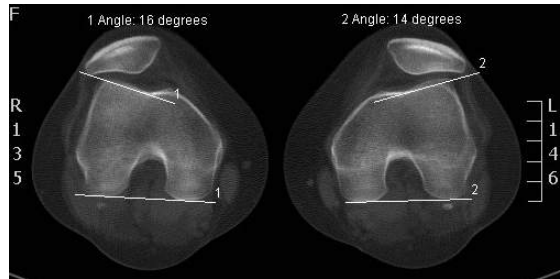


Fig. 5.12: Imagem TC da medição do ângulo da vertente externa/côndilos.

Um exemplo de realização da medição do ângulo da vertente externa/côndilo apresenta-se na Figura 5.12, efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.3 Ângulo de torção côndilos/pratos

Para executar a medição do ângulo de torção côndilos/pratos deve-se ter em atenção os passos que se seguem:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 2;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha bicondiliana, que intercepta os dois côndilos femorais, na *slice* onde a fossa poplíteia admite uma forma circular;
 - Linha que intercepta os dois pratos tibiais simultaneamente;

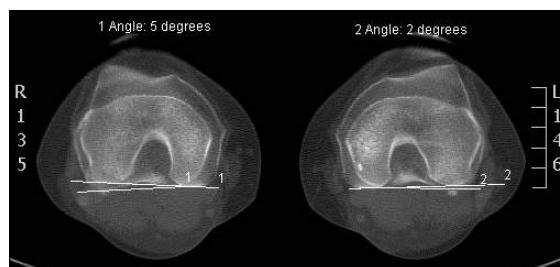


Fig. 5.13: Imagem TC da medição do ângulo de torção côndilos/pratos.

Um exemplo de realização da medição do ângulo de torção côndilos/pratos apresenta-se na Figura 5.13, efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.4 Bâscula Externa das Rótulas ou *Tilt*

Para executar a medição do *tilt* da rótula deve-se ter em atenção os passos que se seguem, sabendo que esta medição é realizada da mesma forma para as 3 séries adquiridas:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 3, 4, e *slice* da série 3;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha bicondilar, que intercepta os dois côndilos femorais, na *slice* onde a fossa poplíteia admite uma forma circular;
 - Linha que intercepta o maior eixo axial da rótula.

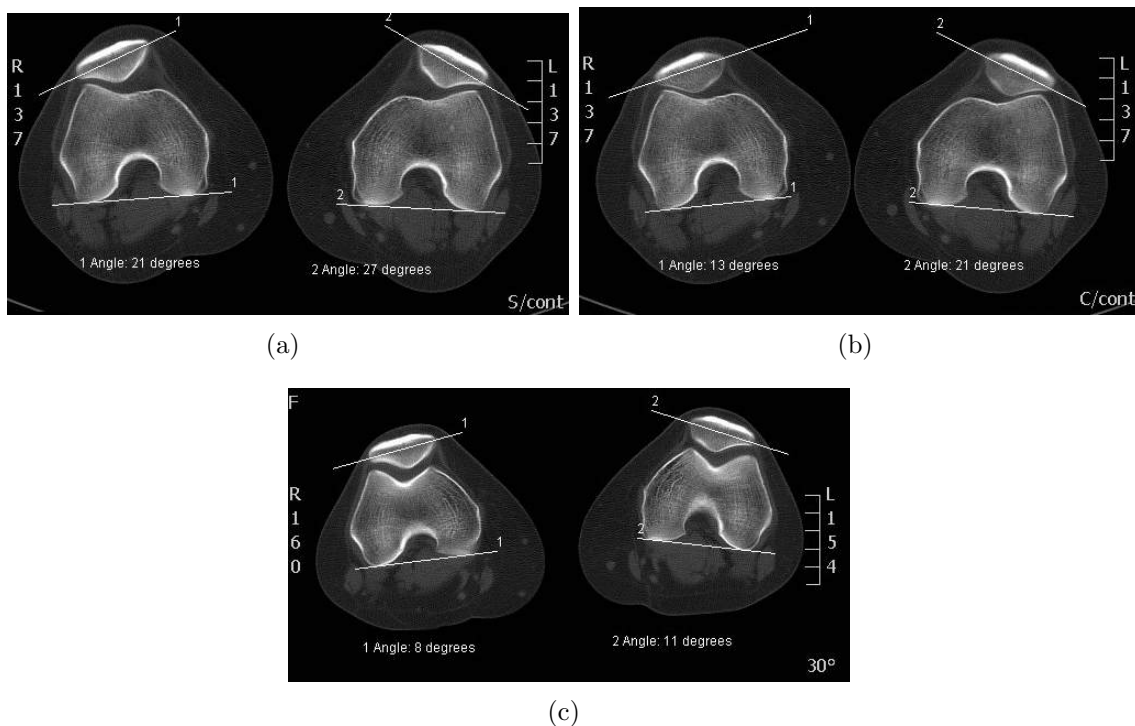


Fig. 5.14: Imagem TC da medição do ângulo de *tilt* rotuliano: (a) **Tilt** com o membro em extensão, sem contracção; (b) **Tilt** com o membro em extensão, com contracção; (c) **Tilt** com o membro em flexão de 30°.

Um exemplo de realização da medição do *tilt* rotuliano apresenta-se na Figura 5.14, para as 3 séries efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.5 Subluxação Rotuliana

Para executar a medição da subluxação da rótula deve-se ter em atenção os passos que se seguem, sabendo que esta medição é realizada da mesma forma a série 1 e 2:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 3 e 4;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha bicondílina, que intercepta os dois côndilos femorais, na *slice* onde a fossa poplíteia admite uma forma circular;
 - Linha perpendicular à anterior (fazer ângulo de 90°) que o ponto mais baixo da rótula, na sua maior extensão;
 - Linha perpendicular à primeira (fazer ângulo de 90°) e paralela à anterior que intercepte a goteira troclear;

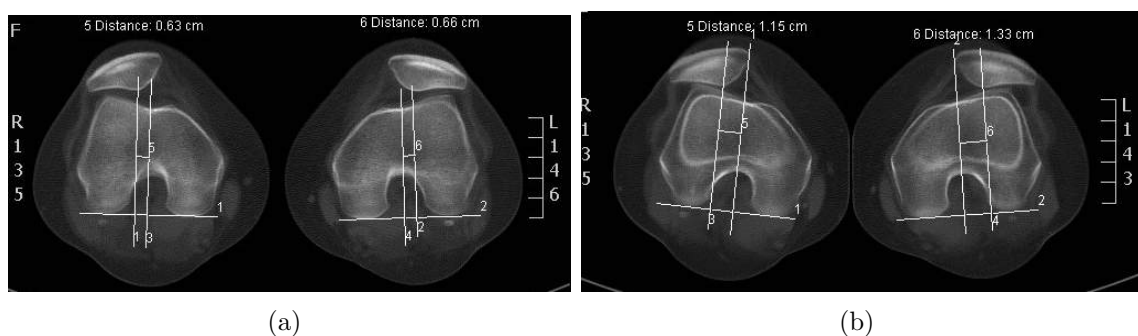


Fig. 5.15: Imagem TC da medição da distância de subluxação da rótula: (a) **Tilt** com o membro em extensão, sem contração; (b) **Tilt** com o membro em extensão, com contração.

Um exemplo de realização da medição da subluxação da rótula apresenta-se na Figura 5.15, para a série 1 e 2 efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.6 TT-TG

Para executar a medição do TT-TG deve-se ter em atenção os passos que se seguem:

- Proceder à escolha da *Slice*: Imagem de subtração 1;
- Traçar as seguintes linhas:

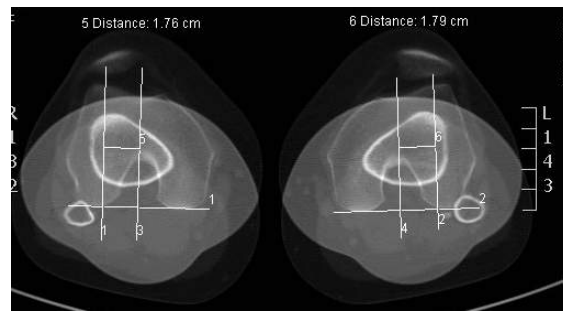


Fig. 5.16: Imagem TC da medição da distância TT-TG.

- Linha bicondiliária, que intercepta os dois côndilos femorais, na *slice* onde a fossa poplíteia admite uma forma circular;
- Linha perpendicular à anterior (fazer ângulo de 90°) que intercepte a tuberosidade anterior da tíbia;
- Linha perpendicular à primeira (fazer ângulo de 90°) e paralela à anterior que intercepte a goteira troclear;

Um exemplo de realização da medição de TT-TG, na Figura 5.16 efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

5.4.7 Índice de Catton

Para executar a medição do TT-TG deve-se ter em atenção os passos que se seguem, sabendo que esta medida é realizada no topograma de perfil:

- Proceder à escolha da *Slice*: Topograma de perfil;
- Traçar as seguintes linhas:
 - Linha paralela a interceptar a faceta articular da rótula em toda a sua extensão.
 - Linha que intercepta o final da primeira e que se estende até ao prato tibial do joelho ipsilateral.

Um exemplo de realização da medição do Índice de Catton, na Figura 5.17 efectuada nas imagens CT recolhidas no caso com ID 14.

No quotidiano, após executadas todas as medições referentes ao estudo das RPF por TC estes dados são encaminhados ao clínico para este proceder à elaboração do



Fig. 5.17: Imagem TC, do topograma de perfil, da medição das distâncias para a medição do índice de Catton Deschamps: (a) Medição para o membro direito; (b) Medição para o membro esquerdo.

relatório médico. É neste momento que as medições são sujeitas a uma validação e caso haja discordância, a medida é reformulada até ser efectuada de forma a que todos os requisitos necessários sejam, devidamente, cumpridos. É este relatório médico que será tido em conta pelo médico especialista para que seja executado o melhor tratamento possível. Em muitos casos onde a cirurgia é necessária, este estudo RPF por TC é efectuada após a mesma, a fim de compreender as alterações sofridas e analisar o sucesso da intervenção. Nestes casos o processo efectuada é exactamente o mesmo, com a agravante de que a anatomia já não é exactamente a mesma que fora medida antes da cirurgia, o que por si só já pode alterar os resultados finais.

A realização de estudos das RPF por TC através do protocolo que se apresentou neste capítulo serviu de base para a realização das medições utilizadas no próximo capítulo para determinação da variabilidade nos valores das medições.

Estudo da Variabilidade

O principal objectivo deste trabalho é realizar o estudo da variabilidade das medições efectuadas para o estudo das relações patelofemorais.

No final da realização de todas as medições foram totalizados 152 exames (19 casos x 8 sessões), cada um deles com dez medidas realizadas, todas elas bilaterais. Estes dados foram organizados num ficheiro Excel por ID do técnico e ID da medida. Os dados foram depois confirmados, um por um e organizados por observador, ou seja, técnico, sessão (número de vezes que mediu), o *software* em que foi realizada a medida, o caso clínico que mediu e por fim os respectivos valores.

Esta análise tem em conta o cálculo do TEM, ou seja a medida do erro técnico, explicado na Secção 6.2. Este conceito prevê a existência de variabilidade na medição dos mesmos parâmetros em momentos diferentes, ou ainda, em sessões diferentes. Pretende-se saber se existe ou não diferença estatística significativa:

- Entre as mesmas medições realizadas pelo mesmo indivíduo, intra-observador;
- Entre as mesmas medições realizadas por indivíduos diferentes, inter-observador;
- Entre as mesmas medições, realizadas pelo mesmo indivíduo, em softwares de medição diferente.

A nomenclatura atribuída aos técnicos está associada ao *software* utilizado para a realização da medição, para facilitar a análise dos resultados, como vemos a seguir:

- Técnico 1 no *Software* 1 = A
- Técnico 2 no *Software* 2 = B
- Técnico 3 no *Software* 1 = C

- Técnico 3 no *Software 2* = D

Com os dados disponibilizados foram determinadas as seguintes combinações de dados que se apresentam na Tabela 6.1.

Tab. 6.1: Combinações possíveis entre os conjuntos de dados.

Intra-observador	Inter-observador	Inter- <i>software</i>
AA	AC	CD
BB	BD	
CC		
DD		

A cada medida foi atribuída uma identificação (ID), sendo que as lateralidades se comportam como medidas independentes, será esta a nomenclatura designada para aparecer nos gráficos e que permitirá fazer a interpretação dos mesmos descritos na Tabela 6.2.

6.1 Estatística Descritiva

Numa primeira análise dos dados, foi realizada a estatística descritiva dos mesmos, a fim de ser possível retirar do elevado volume de dados as primeiras conclusões. Adquirimos ao longo do trabalho o conhecimento de que esta patologia e consequentemente este estudo tem um impacto acrescido em adolescentes e jovens adultos. Na tabela 6.3 podemos analisar este dado em relação aos casos recolhidos. A média da idade dos casos estudados ronda os 29 anos de idade, o que nos remete para um valor que corresponde a jovens adultos. Contudo, o valor máximo corresponde a um indivíduo com 51 anos que já não pertence ao padrão previsto. Esta idade não é errónea quando pensamos na osteoartrite que se foi desenvolvendo desde a adolescência bem como a instabilidade que ainda pode remanescer na articulação. O valor mínimo corresponde, de facto, ao que seria espectável, 17 anos.

A análise da estatística descritiva de cada uma das medições foi também realizada e apresentada na forma tabular, na Tabela 6.4. Esta análise é genérica e permite apenas retirar conclusões sobre a forma como os dados se organizam. Não se sabe se os casos analisados eram portadores de patologia intrínseca ou não, mesmo que os valores das medidas efectuadas assim o apontem em alguns casos. É, contudo, de prever que o valor médio apresentado nesta tabela seja indicativo de normalidade,

Tab. 6.2: Medição realizada para o estudo das RPF e respectivo ID.

Nome da medição	Lateralidade	ID	Unidade
TA-GT - direito	Direito	M0	mm
TA-GT	Esquerdo	M1	mm
Subluxação rotuliana em extensão	Direito	M2	mm
Subluxação rotuliana em extensão	Esquerdo	M3	mm
Subluxação rotuliana com contração	Direito	M4	mm
Subluxação rotuliana com contração	Esquerdo	M5	mm
Ângulo troclear	Direito	M6	°
Ângulo troclear	Esquerdo	M7	°
Ângulo vertente externa/côndilos	Direito	M8	°
Ângulo vertente externa/côndilos	Esquerdo	M9	°
Ângulo de torção côndilos/pratos	Direito	M10	°
Ângulo de torção côndilos/pratos	Esquerdo	M11	°
Báscula externa das rótulas em extensão	Direito	M12	°
Báscula externa das rótulas em extensão	Esquerdo	M13	°
Báscula externa das rótulas em flexão (30°)	Direito	M14	°
Báscula externa das rótulas em flexão (30°)	Esquerdo	M15	°
Báscula externa das rótulas com contração	Direito	M16	°
Báscula externa das rótulas com contração	Esquerdo	M17	°
Índice de Catton	Direito	M18	–
Índice de Catton	Esquerdo	M19	–

Tab. 6.3: Estatística descritiva da idade para os 19 casos estudados.

Parâmetro	Mínimo	Máximo	Média	Moda	Mediana
Idade	17	51	29	26	26

ou no seu limiar. Podemos observar através da análise da medida de TT-TG, M0 e M1, em que o valor normal deve ser inferior a 20.0 mm, que o valor médio neste estudo é de 17.2 mm e 16.7 mm, respectivamente. Na medida do ângulo troclear, M6 e M7, em que o valor normal é um ângulo inferior as 145.0°, o valor médio dos casos recolhidos é de 144.1° e 143.6°, respectivamente. A medida do índice de Catton, M18 e M19, apresenta como valor normal 1 e a tabela apresenta como valor médio 1.2 e 1.1, respectivamente. O intervalo entre o valor máximo e mínimo apresenta-se muito alargado para todas as medidas apresentadas. Para a medida de TT-TG podemos observar que o valor mínimo medido foi de 2.0 mm e o máximo de 27.0 mm, distando as medidas 25.0 mm entre si. Estas diferenças podem ser compreendidas pela presença de patologia, o que justifica o valor demasiado elevado, enquanto o valor mínimo pode ser referente a uma correcção cirúrgica cujo resultado final possa levar ao quase total alinhamento da tuberosidade anterior da tíbia com a goteira troclear.

Tab. 6.4: Estatística descritiva dos resultados obtidos para as 20 medidas efectuadas, nos 19 casos estudados.

ID	Unidade	Média	Moda	Mediana	Mínimo	Máximo
M0	mm	17.2	21.0	18.0	2.2	27.0
M1	mm	16.7	15.0	16.8	1.6	29.0
M2	mm	5.9	2.0	4.0	1.0	26.1
M3	mm	6.0	3.0	5.8	0	21.2
M4	mm	9.0	6.0	7.5	1.0	22.4
M5	mm	9.1	7.0	8.0	0	23.0
M6	°	144.1	132.0	143.0	121.0	170.0
M7	°	143.6	142.0	142.0	118.0	174.0
M8	°	19.2	20.0	20.0	1.0	31.0
M9	°	19.1	20.0	20.0	2.0	30.0
M10	°	8.2	8.0	8.0	1.0	23.0
M11	°	7.5	5.0	7.0	0	21.0
M12	°	16.4	20.0	18.0	1.0	36.0
M13	°	17.3	13.0	18.0	1.0	31.0
M14	°	10.2	12.0	10.0	1.0	21.0
M15	°	11.8	11.0	11.5	0	29.0
M16	°	21.9	19.0	19.0	3.0	45.0
M17	°	21.4	31.0	21.0	3.0	41.0
M18		1.2	1.3	1.1	0.7	2.0
M19		1.1	1.2	1.1	0.5	1.9

6.2 Análise da Variabilidade

Para quantificar a variabilidade, intra-observador, inter-observador e inter-*software*, das medições efectuadas pelos diferentes observadores, foi calculado o valor de TEM (*Technical Error Measurement*). Este parâmetro tem sido usado na literatura [51, 52, 53] em estudos similares. Pretende calcular o desvio padrão entre medidas calculadas duas vezes. O resultado deste parâmetro vai traduzir a variabilidade que existe no resultado da medição obtida para os diferentes cenários apresentados.

O cálculo de valor de TEM foi obtido de acordo com a seguinte equação:

$$TEM_m = \sqrt{\frac{\sum_n \Delta_{nm}^2}{2N}},$$

onde n representa o ID do caso (estudo imagiológico), $N = 19$ ao número total de medições e $M = 20$ corresponde ao número de medidas efectuadas para cada caso. Δ_{nm} representa a diferença entre o número total de medições realizadas duas vezes, em dois momentos diferentes.

Como a ordem de grandeza das medidas difere entre si, não faz sentido analisar as medidas como um todo, por isso, não foi calculado um valor de TEM total, pelo que na Tabela 6.5 podemos observar cada um dos valores de TEM possíveis, na unidade correspondente à medição e na respectiva percentagem, para cada uma das comparações possíveis. Quanto maior o valor apresentado na tabela maior a variabilidade da medição.

Para analisar a variabilidade das medidas, estas foram analisadas de forma individual a fim de se compreender o que pode criar mais alterações: se o observador, se o *software*. Para compreender as principais variações vamos fazer, inicialmente, apenas a análise das quatro colunas iniciais: análise intra-observador, para cada observador.

Na análise da medida M0 e M1, TT-TG, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes com a excepção do observador AA que tem um aumento percentual da variabilidade de cerca de 12%. Não há, contudo, nenhum padrão que justifique esta alteração. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre o observador BB e DD. Estes dois observadores realizaram as medidas no mesmo *software*, sendo este semi-automático. Na análise inter-observador podemos concluir que não há concordância na medição en-

Tab. 6.5: TEM (*Technical error of measurement*), para análise inter-observador, intra-observador e intra-*software*.

	TEM	Intra-Variabilidade				Inter-Variabilidade		
		AA	BB	CC	DD	AC	BD	CD
M0	mm	1.31	2.35	4.64	2.33	2.49	3.01	1.06
	%	7.88	12.71	28.70	13.18	15.17	17.41	6.57
M1	mm	3.22	1.85	4.25	2.47	2.94	2.76	1.19
	%	19.94	11.23	25.99	13.89	18.09	16.89	7.31
M2	mm	1.46	1.15	4.95	2.52	2.89	3.08	0.56
	%	24.38	23.69	67.43	46.23	43.27	51.71	7.73
M3	mm	1.76	1.06	4.18	1.74	1.88	2.76	1.11
	%	28.27	19.16	60.16	31.94	28.44	43.18	15.58
M4	mm	1.07	1.37	1.21	1.04	1.43	1.74	0.64
	%	11.47	16.18	12.88	11.92	15.28	20.02	6.95
M5	mm	1.34	1.21	1.04	1.12	0.86	2.13	0.50
	%	14.26	13.33	11.72	12.42	9.38	23.73	5.67
M6	°	5.57	2.85	7.35	6.19	8.07	11.97	4.91
	%	3.88	1.88	5.16	4.44	5.65	8.18	3.45
M7	°	3.78	5.30	5.48	4.76	4.42	9.92	4.36
	%	2.67	3.56	3.85	3.37	3.11	6.80	3.07
M8	°	3.15	2.70	4.52	3.30	4.06	3.64	2.42
	%	16.37	15.29	23.67	15.84	21.17	19.30	12.37
M9	°	2.13	2.14	4.45	3.91	3.11	3.32	2.95
	%	11.09	11.75	25.11	18.28	16.84	17.36	15.62
M10	°	1.42	1.57	3.90	2.46	2.76	2.02	2.35
	%	17.97	21.50	39.77	31.37	31.10	25.33	25.44
M11	°	2.18	2.02	4.19	2.42	2.36	1.42	1.99
	%	29.97	28.74	50.22	33.23	30.22	19.61	25.23
M12	°	2.77	1.25	2.70	2.08	2.54	1.50	1.13
	%	16.05	7.62	17.02	12.82	15.35	9.24	7.05
M13	°	2.50	0.81	1.96	1.63	1.90	0.90	1.11
	%	13.66	4.73	11.46	9.76	10.72	5.30	6.52
M14	°	3.32	1.16	2.03	2.10	2.09	1.48	1.13
	%	28.45	11.14	21.76	22.44	19.93	15.23	12.28
M15	°	3.43	0.95	3.82	1.72	3.04	1.42	1.96
	%	26.04	7.95	35.16	15.27	25.29	12.54	18.10
M16	°	5.57	1.47	1.65	1.45	2.64	1.39	0.96
	%	25.82	6.66	7.65	6.44	12.22	6.31	4.41
M17	°	6.64	1.10	1.39	1.65	3.52	1.41	1.00
	%	33.05	4.88	6.35	7.84	16.80	6.45	4.62
M18		0.25	0.10	0.09	0.08	0.14	0.11	0.07
	%	20.42	8.32	7.37	7.36	11.70	9.39	5.84
M19		0.13	0.09	0.11	0.07	0.22	0.11	0.12
	%	11.11	8.42	9.84	6.96	19.15	10.28	10.93

tre o observador AA e CC. Estes dois observadores realizaram as medidas no mesmo *software*, sendo este manual. As suas diferenças percentuais rondam os 20%, sendo o observador CC o que apresenta maior variabilidade na medição. Após análise, foram retiradas as seguintes conclusões: o observador CC apresenta menor experiência na execução de medidas neste aparelho, influenciando esse factor na dificuldade em manter a integridade das linhas que servem de base à medição.

Na análise da medida da subluxação em extensão, M2 e M3, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes com a exceção do observador DD que tem um aumento percentual da variabilidade de cerca de 15% entre os membros. Não há, contudo, nenhum padrão que justifique esta alteração. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre o observador AA e BB. Estes dois observadores realizaram as medidas em diferentes *softwares*. Na análise inter-observador podemos concluir que não há concordância na medição entre o observador CC e DD. Estes dois observadores realizaram as medidas em diferentes *softwares*. As suas diferenças percentuais em relação aos observadores que realizaram a medição no mesmo *software* ronda os 40% e os 20%, respectivamente. O observador CC é o que apresenta maior variabilidade na medição, sendo que essa diferença percentual pode ser justificada pela utilização de *software* manual, associada à baixa experiência, comparativamente aos demais.

Na análise da medida da subluxação com contração, M4 e M5, intra-observador, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre todos os observadores.

As medidas de distâncias estão sujeitas a variabilidade elevada. Esse padrão não se repete na medida de subluxação com contração para nenhum dos observadores. O processo de execução da medida de TT-TG ou subluxação pode deixar dúvidas quanto ao local onde se deve proceder à medida, não no que respeito à *slice*, mas ao ponto específico escolhido para o efeito. Estas medidas têm pontos anatómicos específicos que na sua ausência, como em casos de displasia troclear ou cirurgia correctiva podem alterar de tal forma o membro que o ponto anatómico não seja perceptível e deixe a sua posição à subjectividade do observador. A análise comparativa de dois

dos casos clínicos recolhidos pode deixar esta dúvida facilmente esclarecida, como quando observamos a Figura 6.1.

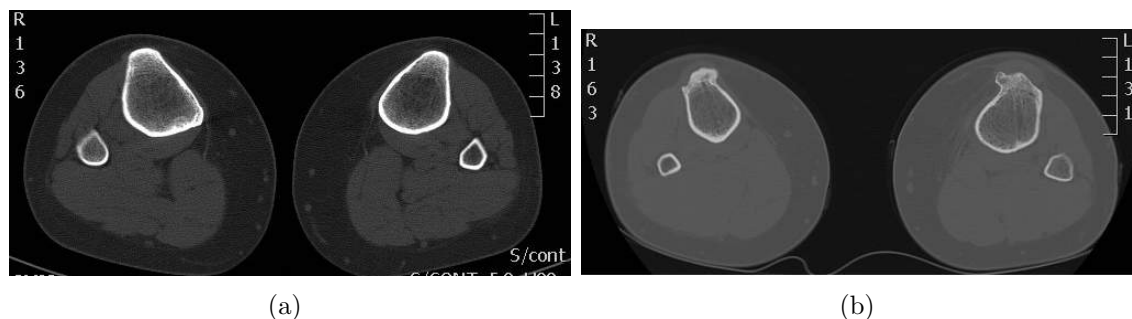


Fig. 6.1: Efeito pós-cirúrgico da anatomia da tuberosidade anterior da tíbia, na medição de TT-TG: (a) Joelho normal, caso ID1; (b) Joelho pós-cirurgia, caso ID15.

A explicação para a baixa variabilidade da medição quando há a contração do membro relaciona-se com a forma como a rótula se posiciona na tróclea. Esta alteração é fulcral para a avaliação da anatomia e esclarece com facilidade a posição da goteira troclear ou do ápice da rótula, aumentando a facilidade na detecção do ponto e assim diminuir a variabilidade nesta medida, como é visível na Figura 6.2.

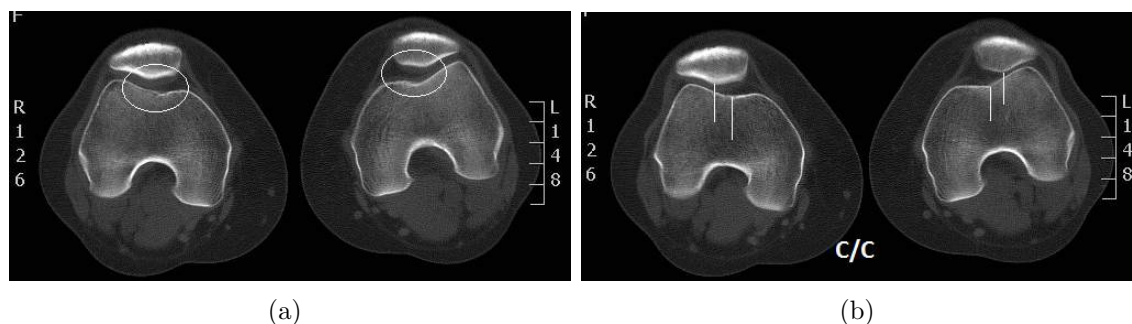


Fig. 6.2: Efeito da contração do joelho na medição da subluxação, imagens TC do caso com ID3: (a) Joelho em extensão; (b) Joelho em contração.

É interessante que todos os valores para o joelho direito e esquerdo têm tendência a aumentar a sua variabilidade com as medições do indivíduo AA. Este indivíduo é esquerdino. Não há, nenhuma informação que tenha esse factor como relevante, mas é aqui deixado a título de curiosidade e futura investigação.

Na análise da medida do ângulo do sulco troclear, M6 e M7, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes. Na análise

inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre todos os observadores, mantendo a percentagem de variabilidade abaixo de 5%. Apesar de não ser muito significativo, a análise inter-observador e intra-*software*, através do comparativo AC e BD apresenta valores mais elevados para o *software* de medição semiautomático. Pode esta justificação advir da ferramenta utilizada para determinar o ângulo. A necessidade de determinar um ponto mais inferior na goteira troclear pode aumentar a exactidão sempre que o mesmo é facilmente identificável. No *software* manual é o cruzamento das linhas que se sobrepõem às vertentes interna e extena do sulco que adivinham o ponto, fazendo-o com maior exactidão e repetibilidade que o *software* semi-automático, ADW 4.2.

Na análise da medida do ângulo de vertente externa, M8 e M9, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que os valores têm um padrão heterogéneo, embora sem relevo para nenhum dos observadores em concreto. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre todos os observadores, com excepção do observador CC, cuja oscilação é cerca de 10% do valor dos restantes observadores. Sendo esta medição realizada no *software* manual, *Siemens*, não há qualquer padrão que se possa encontrar nesta medida.

Na análise da medida do ângulo de torção côndilos-pratos, M10 e M11, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores são heterogéneos. Vê-se uma tendência para o aumento de valores no membro inferior esquerdo, ou seja, aumento da variabilidade. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre o observador AA, BB e podemos também considerar o observador DD como apresentando baixa variabilidade. Na análise inter-observador podemos concluir que não há concordância na medição do observador CC, sendo que os valores apresentados apresentam oscilações de 50%. A facilidade que o *software* manual apresenta na subtracção de mais do que uma imagem pode contornar um dos factores que pode alterar a facilidade de medição: a assimetria do membro. Quando na mesma slice as estruturas anatómicas não são exactamente simétricas isso pode influenciar a forma como a *slice* é escolhida e alterar os resultados. Outro factor que pode alterar o resultado é a dificuldade de visualização dos contornos das estruturas que podem falciar os resultados em questões de mm, o que por si só já influencia o resultado, como podemos ver na Figura 6.3.

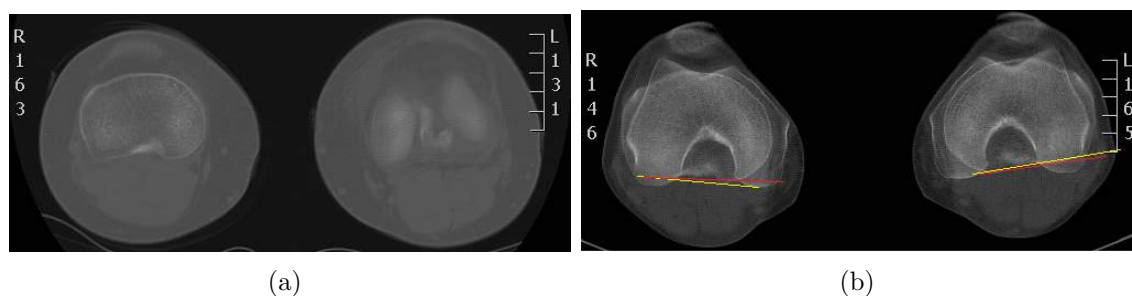


Fig. 6.3: Alterações que podem influenciar a medição da torção côndilos-pratos: (a) Assimetria de posicionamento, caso ID15; (b) Subjectividade na medição, caso ID8.

Na análise da medida do *tilt* em extensão, M12 e M13, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores são, relativamente, homogêneos. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre todos os observadores, com maior foco sobre o observador BB, cujos valores de variabilidade se apresentam diminuídos. Na análise dos observadores CC e DD, cujas medições foram realizados em *software* semi-automático, apresentam valores percentuais inferiores à medição no *software* manual, cerca de 10%, não havendo nenhuma facilidade na medição deste ângulo específico, no primeiro *software*, que justifique a menor variabilidade.

Na análise da medida do *tilt* com flexão do membro, M14 e M15, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores são heterogêneos, não havendo qualquer padrão de variabilidade. A variabilidade tendencialmente diminui para o membro esquerdo, não se verificando essa tendência para o observador CC. Na análise inter-observador podemos concluir que a concordância existente entre os observadores é apenas relativa, não se verificando alterações percentuais de relevo, mas não há uma homogeneidade nos valores obtidos. Apesar da dificuldade de realizar a flexão dos membros de forma simétrica, bilateralmente, não será este factor que condiciona os valores obtidos, uma vez que não se identifica nenhum padrão específico. Na análise inter-observador e intra-*software*, através do comparativo AC e BD podemos concluir que há uma tendência para os dados obtidos apresentarem menor variação para os dados medidos no *software* semi-automático, apresentando diferenças até 10%.

Na análise da medida do *tilt* com contracção do membro, M16 e M17, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes para todos os observadores com a excepção do observador AA. As diferenças entre joelho direito e esquerdo podem atingir percentagens de quase 10%. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre os observadores BB, CC e DD. Na análise inter-observador podemos concluir que não há concordância nas medições do observador AA que oscila quase 20% de diferença entre os restantes. Não há nenhum padrão que justifique tal alteração, nem mesmo a dificuldade de contração homogénea entre os dois membros, uma vez que isso não se verifica para os outros observadores. Pode a escolha da *slice* de base ter sido a razão para tal oscilação.

Na análise da medida do índice de Catton, M18 e M19, vertical, ou seja no que respeita a diferenças entre joelho direito e esquerdo, para cada observador, podemos concluir que todos os valores permanecem constantes para todos os observadores com a excepção do observador AA. Esta diferença toma valores mais acentuados para o joelho direito, num valor percentual de cerca de 10%. Na análise inter-observador podemos concluir que há concordância na medição entre os observadores BB, CC e DD. Na análise inter-observador podemos concluir que não há concordância nas medições do observador AA que oscila quase 12% de diferença entre os restantes. Não há nenhum padrão que justifique tal alteração, embora a existência de *patellar nose*, que representa a área da faceta articular da rótula que não possui cartilagem possa ter sido o causador da diferença.

Na análise intra-observador e inter-*software* a variabilidade apresenta-se diminuída para os observadores que realizaram as medições em *software* semi-automático. É importante, contudo, reparar que esta diminuição só se apresenta padronizada para as medição de ângulos e índice. Era esperado que a facilidade de obtenção de linhas perpendiculares entre si para a medição das distâncias pretendidas fosse mais fidedigna neste *software*, não sendo este princípio verificado nos resultados globais obtidos.

6.3 Análise Gráfica

Para compreender a forma como os dados se podem agrupar e que padrões estes podem gerar entre si, visualmente, foram criados gráficos de *Bland-Altman* [54], e gráficos de barras [55] para cada uma das medições.

A análise dos gráficos de *Bland-Altman* são fáceis de compreender e interpretar, na medida em que o eixo X representa a média das medidas efectuadas e o eixo Y representa a diferença entre os valores medidos, em relação à média. Foram gerados gráficos de *Bland-Altman* para os quatro observadores de forma individual, ou seja para a análise intra-observador AA, BB, CC e DD, sabendo que AA e CC realizaram as medições em *software* manual e BB e DD em *software* semi-automáticos.

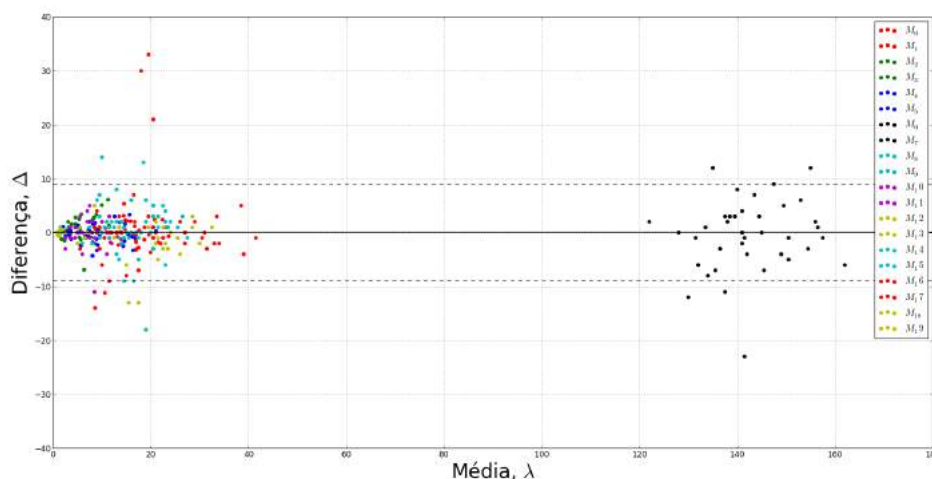


Fig. 6.4: Gráfico *Bland-Altman* para o observador AA, *software* manual.

Ao analisar o gráfico *Bland-Altman* do observador AA, correspondente ao *software* manual, na Figura 6.4 podemos observar que os pontos que não estão incluídos em 95% da amostra são essencialmente as medidas do ângulo troclear, a medida da báscula externa com contração do membro, a medida de torção cêndilos-pratos e ainda alguns pontos da medida do TT-TG. Os valores que mais dispersam em relação à média são os valores de subluxação com contração e de TT-TG. Estes não podem por si só ser considerados *outliers*, mas dada a dispersão de valores não têm tradução na padronização das medidas.

Ao analisar o gráfico *Bland-Altman* do observador BB, correspondente ao *software* semi-automático, na Figura 6.5 podemos observar que os pontos que não estão

incluídos em 95% da amostra são essencialmente as medidas do ângulo troclear e a medida de torção cêndilos-pratos. Comparativamente ao observador anterior, AA, este gráfico apresenta valores com menor dispersão, mesmo para o ângulo troclear.

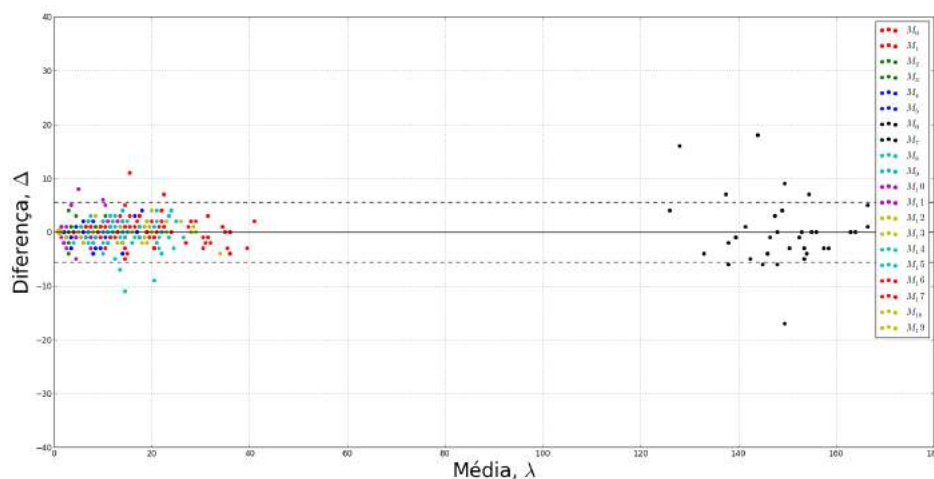


Fig. 6.5: Gráfico *Bland-Altman* para o observador BB, *software* semi-automático.

Ao analisar o gráfico *Bland-Altman* do observador CC, correspondente ao *software* manual, na Figura 6.6 podemos observar que os pontos que não estão incluídos em 95% da amostra são essencialmente as medidas do ângulo troclear, a medida da báscula externa com contração do membro, a medida de subluxação em extensão e a medida de torção cêndilos-pratos. Este observador no gráfico TEM apresentou valores muito inconstantes em relação aos outros observadores. Atribui-se a estas oscilações, que não são *outliers*, mas sim défices relativos à baixa experiência do observador.

Ao analisar o gráfico *Bland-Altman* do observador DD, correspondente ao *software* semi-automático, na Figura 6.7 podemos observar que os pontos que não estão incluídos em 95% da amostra são essencialmente as medidas do ângulo troclear e torção cêndilos-pratos. O aspecto deste gráfico é muito semelhante ao do observador BB (Figura 6.5, que medindo no mesmo *software*, semi-automático, apresenta alguma homogeneidade no padrão visualizado.

O gráfico de barras foi obtido para a diferença em relação às médias e para a

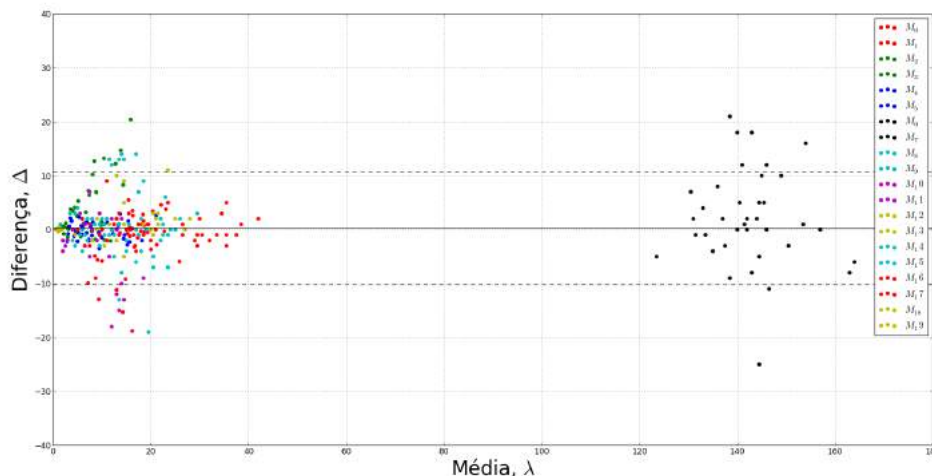


Fig. 6.6: Gráfico *Bland-Altman* para o observador CC, *software* manual.

percentagem em relação à diferença média. Dada a complexidade dos dados estes foram separados pela unidade das medidas, distância, ângulos e índices, correspondendo cada barra a um ID de medição efectuada. Este gráfico permite ter uma visão gráfica do comportamento das medições, individualmente. Cada uma das barras permite compreender como os valores são espaçados ao longo do gráfico, sabendo que os limites correspondem aos percentis 25% e 75% dos dados.

A análise do gráfico de barras para as medidas de distância do observador AA permite-nos concluir que o valor que apresenta maior diferença em relação à média é a medida de TT-TG, com maior incidência à esquerda. Por seu lado na análise do gráfico da média das diferenças o valor que é mais representativo é a medida de subluxação em extensão dos membros. As diferenças são mais significativas para as oscilações nas medidas de subluxação (ver Figura 6.8).

A análise do gráfico de barras para as medidas de distância do observador BB permite-nos concluir que os valores apresentados são muito homogêneos entre si. Contudo, a percentagem de diferença em relação à média realça-se para a medida de subluxação com o membro em extensão, à direita (ver Figura 6.9).

A análise do gráfico de barras para as medidas de distância do observador CC permite-nos concluir que os valores apresentados são muito homogêneos na sua variação, sendo que as medidas de TT-TG e subluxação em extensão têm uma diferença

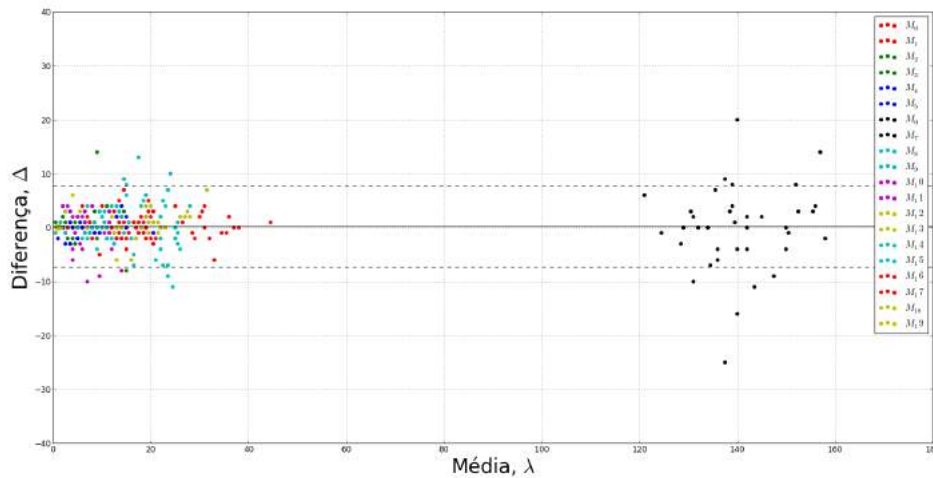


Fig. 6.7: Gráfico *Bland-Altman* para o observador DD, *software* semi-automático.

de valores em relação à média, significativa. Na análise da percentagem de diferença em relação à média é notória a demarcação da grande percentagem de diferença em relação à média que a medida de subluxação em extensão assume (ver Figura 6.10).

A análise do gráfico de barras para as medidas de distância do observador DD permite-nos concluir que os valores apresentados são muito heterogêneos e expansivos, com maior relevo para a medida de TT-TG, M0 e M1. NA análise da percentagem de diferença em relação à média constata-se que afinal a medida cuja variação é mais significativa é a subluxação com extensão do membro (ver Figura 6.11).

A análise do gráfico de barras para as medidas de ângulos do observador AA permite observar uma grande heterogeneidade de valores, com menor impacto nas diferenças para as medidas de torção cêndilos-pratos, M10 e M11, e *tilt* em extensão, M12 e M13, e flexão do membro, M14 e M15. Pelo contrário as medidas com maior diferença em relação à média é a medida do ângulo troclear, M6 e M7. Há neste caso o que parece um padrão no que respeita à percentagem de diferença em relação à média para o ângulo troclear e para a torção cêndilos-pratos cuja percentagem é muito baixa e muito alta, respectivamente (ver Figura 6.12). Este acontecimento é facilmente compreendido quando pensamos na gama de valores de cada uma das medidas. O ângulo troclear representa um valor normal de 145° enquanto a torção cêndilos-pratos tende a ser inferior a 5° . Quando acontece uma pequena oscilação

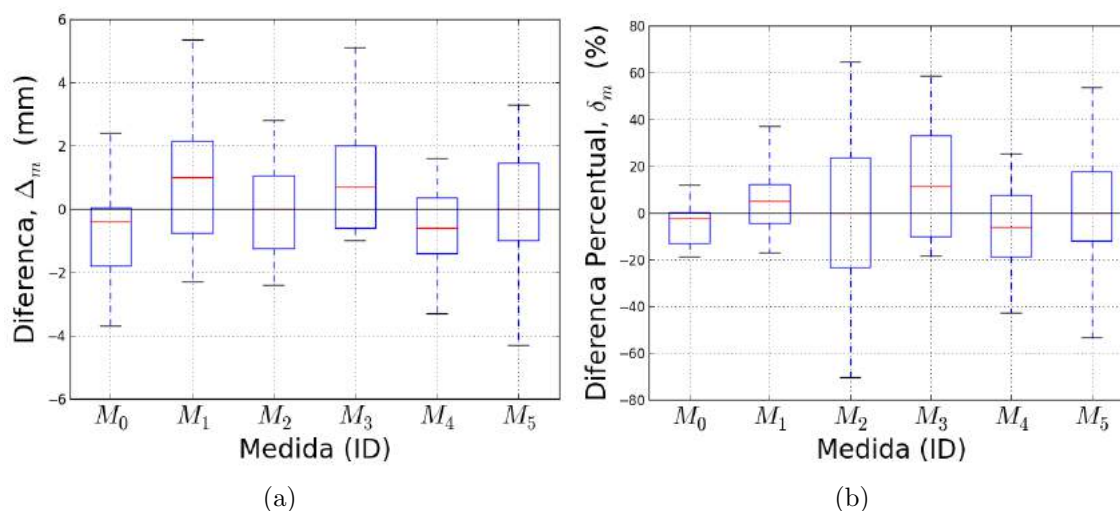


Fig. 6.8: Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador AA: (a) Diferença em relação à média; (b) Percentagem de diferença em relação à média.

na medição cujo valor normal é reduzido, o seu impacto é maior do que quando essa alteração ocorre para valores normais elevados.

A análise do gráfico de barras para as medidas de ângulos do observador BB permite concluir que o valor que apresenta maior diferença em relação à média é o ângulo troclear, o ângulo da vertente externa e o ângulo de torção cêndilos-pratos. É, contudo, a medida do ângulo troclear que apresenta menor percentagem de diferença em relação à média, juntamente com a medida do *tilt* em extensão, M12 e M13. Na análise do gráfico das diferenças é possível notar que a maior barra pertence à medida de torção cêndilos-pratos (ver Figura 6.13).

Na análise do gráfico de barras para as medidas de ângulos do observador CC permite observar uma grande heterogeneidade de valores, com maior impacto na medida de TT-TG que se destaca por uma maior diferença em relação às restantes. No gráfico da percentagem de diferença em relação à média é observada uma grande variação na medida de torção cêndilos-pratos, com valor percentual de 150%, sendo à análise um valor fora do expectável (ver Figura 6.14). Na prática, este valor pode ser facilmente afectado pela oscilação de pequenos graus na medição. A Tabela 6.6 é representativa de como para o mesmo caso clínico, o mesmo observador e o mesmo *software* pode variar esta medição de forma a conseguir valores normais.

A análise do gráfico de barras para as medidas de ângulos do observador DD permite observar valores com alterações de maior impacto para a medida do ângulo troclear e do ângulo de vertente externa. No gráfico da percentagem de diferença em

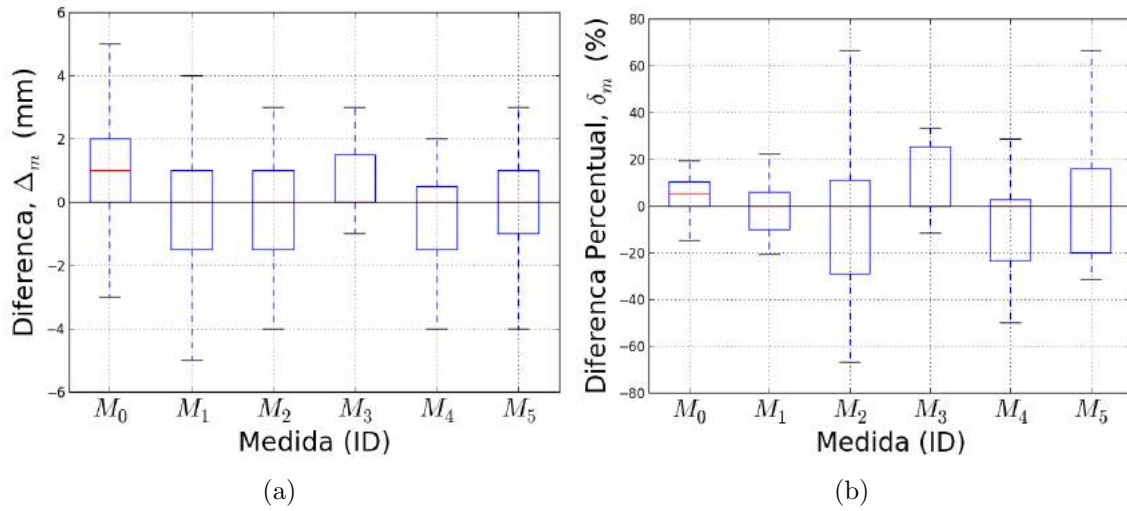


Fig. 6.9: Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador BB: (a) Diferença em relação à média; (b) Percentagem de diferença em relação à média.

Tab. 6.6: Variação dos dados adquiridos para o observador CC, na medida do ângulo de torção cômtilos-pratos, M10 e M11.

Técnico	Sessão	Software	Caso	Medida	
				Direito	Esquerdo
C	1	1	10	1	1
C	2	1	10	6	9
C	1	1	19	1	5
C	2	1	19	4	7

relação à média o padrão observado é heterogéneo. Os valores com menor impacto refletem-se na medida do ângulo troclear, M6 e M7, do *tilt* em extensão, M12 e M13 e do *tilt* com flexão dos membros, M14 e M15 (ver Figura 6.15).

Da análise do gráfico de barras para as medidas do índice de Catton dos diferentes observadores conclui-se que esta não apresenta grandes oscilações ao longo dos gráficos que se geraram (ver Figura 6.16). Em todos eles, a diferença em relação à média apresenta valores aceitáveis e sobreponíveis aos diferentes observadores. Há também uma relação inversa que se repete para todos os observadores: a percentagem de diferença em relação à média é muito pequena, quando comparada com as outras medições efectuadas, confirmada numa análise transversal a todos os observadores.

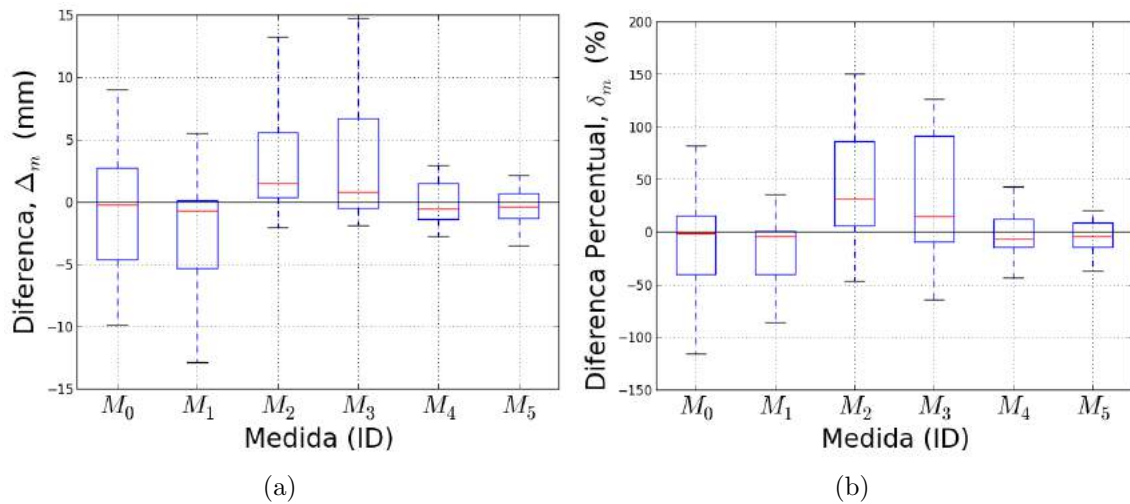


Fig. 6.10: Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador CC: (a) Diferença em relação à média; (b) Percentagem de diferença em relação à média.

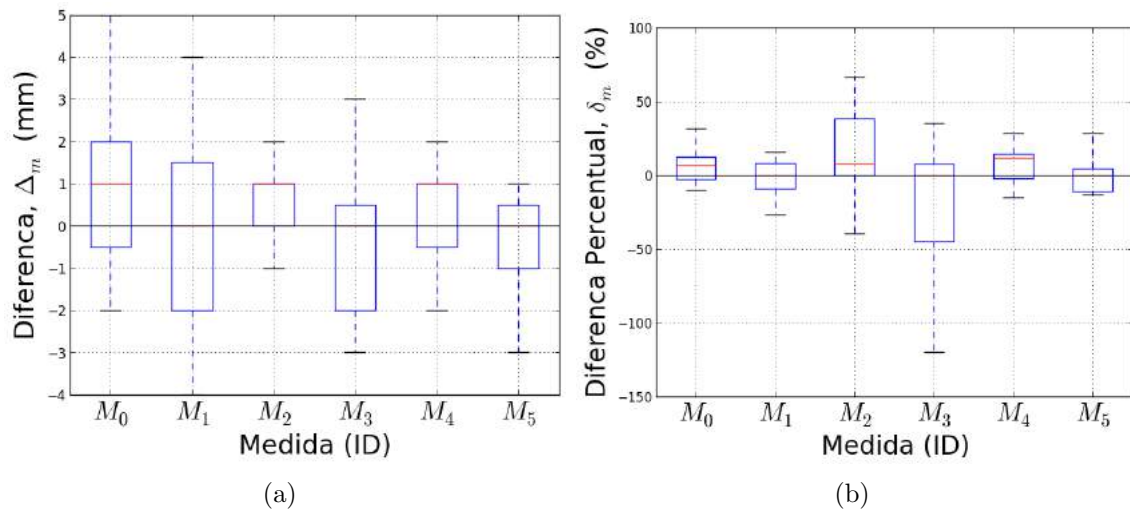


Fig. 6.11: Gráfico de barras, das distâncias medidas, para o observador DD: (a) Diferença em relação à média; (b) Percentagem de diferença em relação à média.

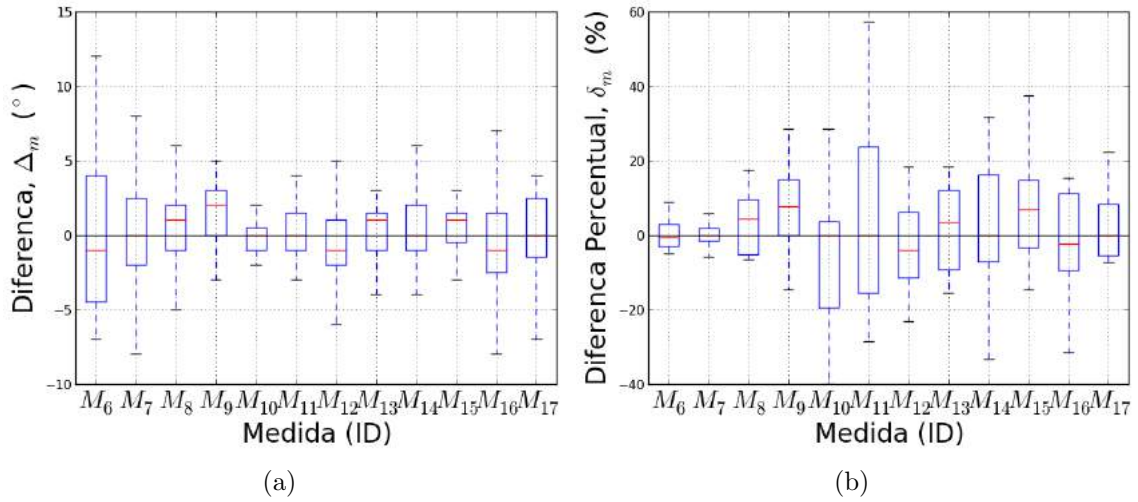


Fig. 6.12: Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador AA: (a) Diferenças em relação à média; (b) Percentagem de diferenças em relação à média.

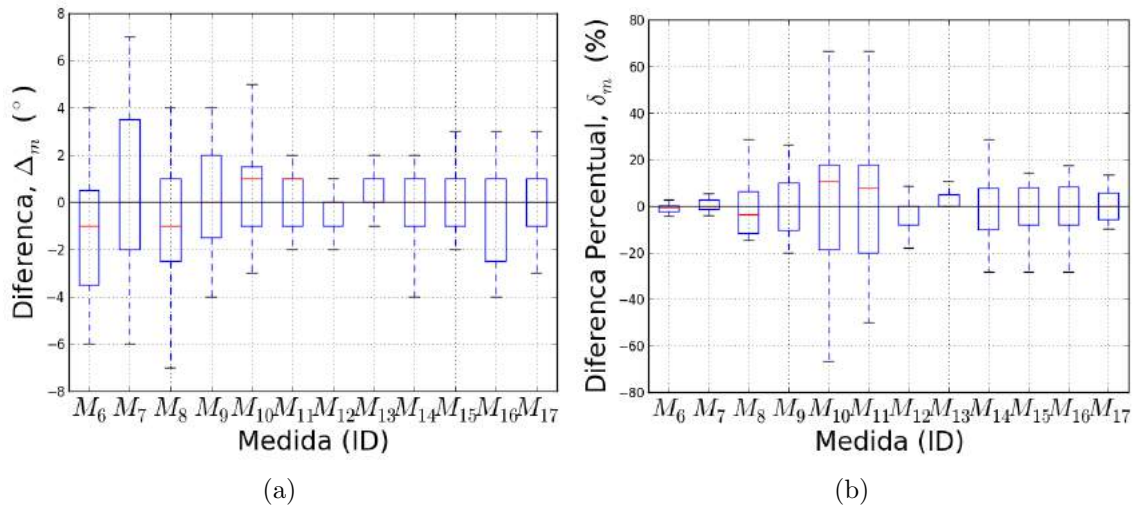


Fig. 6.13: Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador BB: (a) Diferença em relação à média; (b) Percentagem de diferença em relação à média.

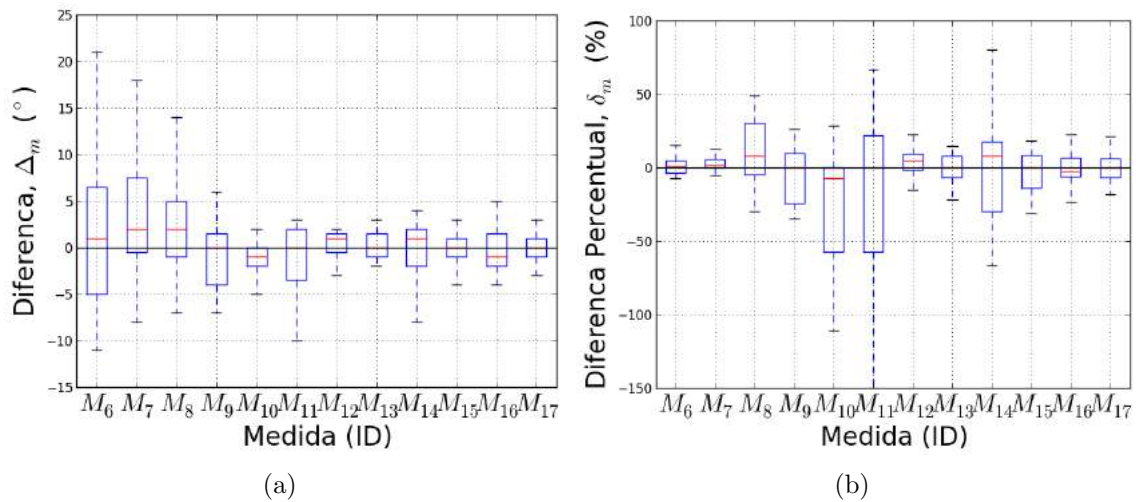


Fig. 6.14: Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador CC: (a) Diferenças em relação à média; (b) Percentagem de diferenças em relação à média.

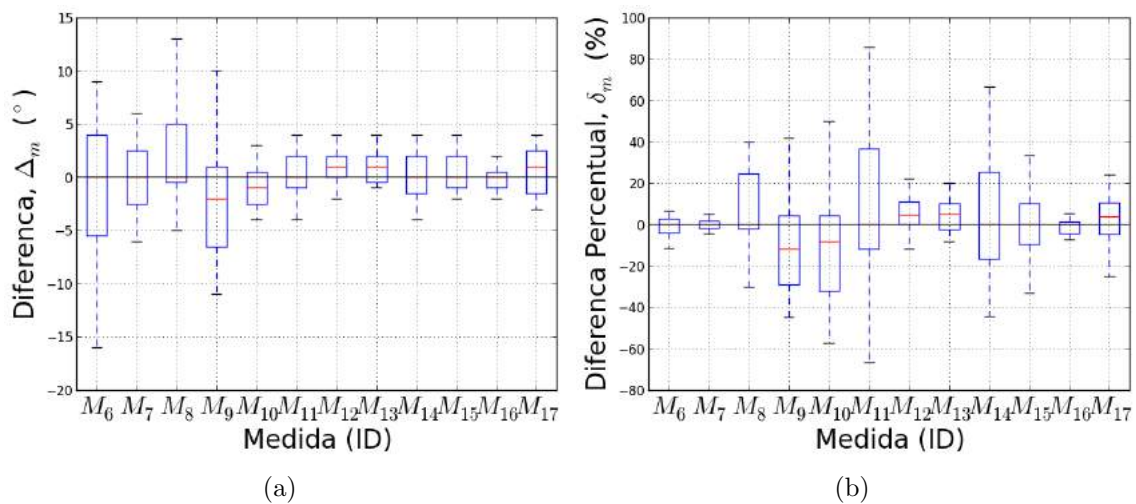


Fig. 6.15: Gráfico de barras, dos ângulos medidos, para o observador DD: (a) Diferenças em relação à média; (b) Percentagem de diferenças em relação à média.

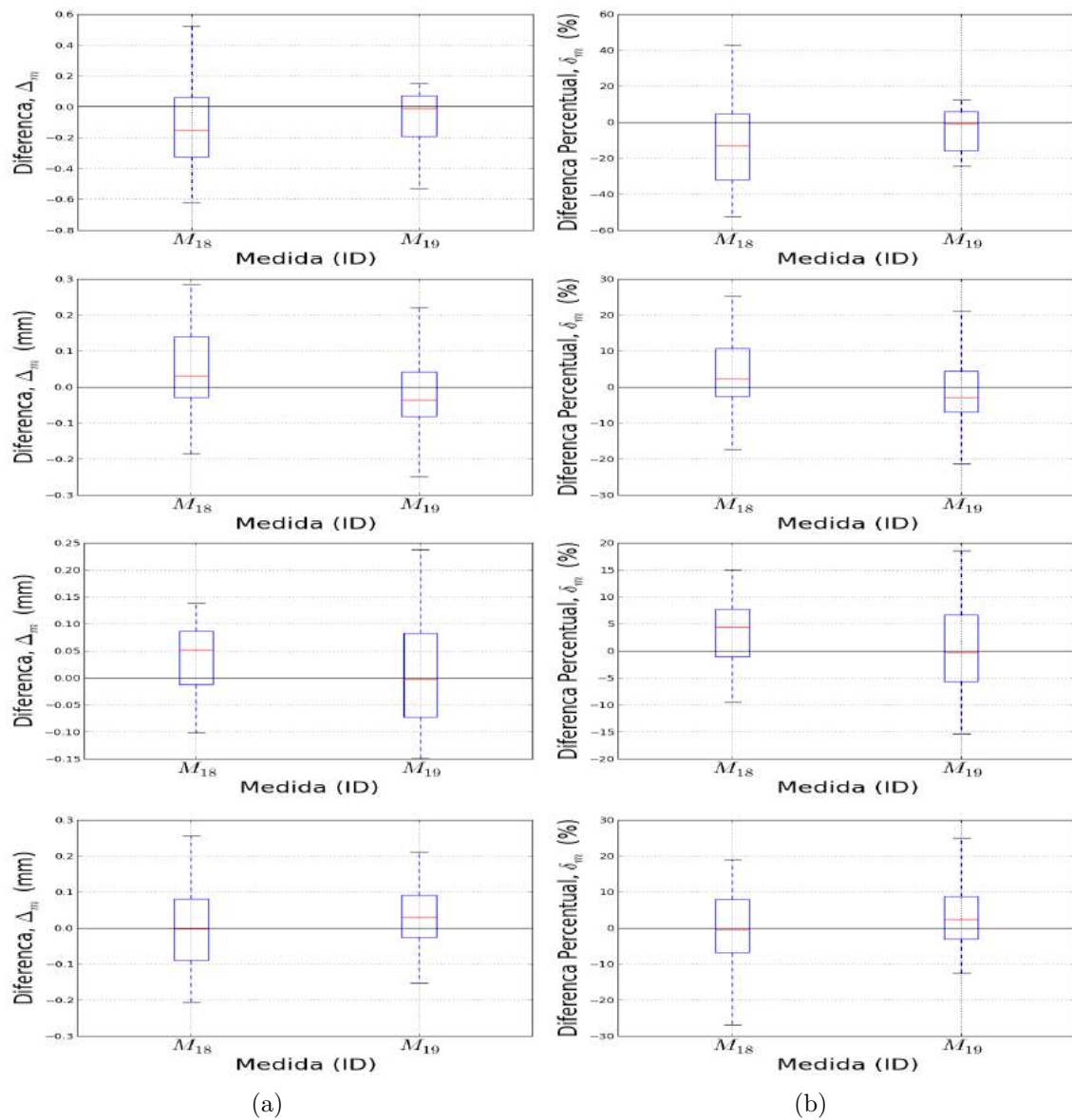


Fig. 6.16: Gráfico de barras, do índice medido, para todos os observadores: (a) Diferenças em relação à média; (b) Percentagem de diferenças em relação à média.

Conclusão

A realização do estudo das relações patelofemorais através de Tomografia Computorizada é um processo moroso e pode ser complexo. O propósito do estudo TC das RPF é avaliar a existência de instabilidade na articulação patelofemoral e assim permitir determinar o diagnóstico e definir o melhor tratamento. As medições que se realizam neste estudo visam quantificar essa instabilidade.

É necessário realizar várias etapas para tornar possível a execução das medições que completam o estudo. Neste processo têm importância vários aspectos, desde o indivíduo que se submete à realização do exame até à elaboração do relatório médico realizado com recurso ao resultado das medições. A quantificação da variabilidade que pode existir neste processo de medição é essencial para se determinar a exactidão e a reproductibilidade das mesmas, no que respeita à sua execução em Tomografia Computorizada.

As medidas realizadas no estudo das RPF por TC foram executadas sem conhecimento do caso clínico apresentado, sem comunicação entre os observadores e sem acesso ao resultado das medidas já documentadas em relatório médico. Entre a primeira e a segunda sessão ocorreu um intervalo de tempo de 60 dias, aproximadamente, para evitar que o observador fosse parcial e tentar repetir o valor da primeira sessão. Não houve por parte de nenhum observador conhecimento de nenhum resultado numérico ou comunicação sobre o estado do trabalho.

A medida que apresenta maior variabilidade é a medida de torção côndilos-pratos, cuja variabilidade é superior a 20%, transversal a todos os observadores e aos dois

softwares. As medidas cuja variabilidade percentual assumem os menores valores são as medições do ângulo troclear, a medição do *tilt* rotuliano em extensão e ainda a medição do Índice de Catton, valores que são transversais a todos os observadores e *softwares*.

Não se pode concluir de forma clara que o *software* de medição semi-automático apresenta resultados de variabilidade inferiores ao *software* de medição manual. Este princípio verifica-se para os ângulos medidos bem como o índice de Catton, à excepção do ângulo troclear. As demais medições não seguem qualquer padrão neste contexto.

É essencial a anatomia dos joelhos estar preservada para garantir a correcta interpretação e menor variabilidade dos resultados. Quando não está preservada a anatomia é de difícil interpretação e pode aumentar a subjectividade do observador no processo de medição. O próprio observador pode interpretar a anatomia visível de forma diferente, em momentos diferentes e assim resultar em dois valores diferentes para o mesmo caso clínico e para a mesma medição.

A experiência do observador na realização do processo é essencial para manter os valores de variabilidade baixos. Neste trabalho o mesmo observador, mais familiarizado com um dos *softwares* envolvidos mostrou grandes diferenças ao executar as mesmas medições noutro aparelho. Em nenhum momento do processo de medição os resultados foram de tal forma diferentes que implicassem uma alteração ao diagnóstico. Mais se conclui que a única medida que a bibliografia refere como essencial no planeamento cirúrgico, medição de TT-TG, não apresenta valores tão díspares cuja variabilidade percentual seja relevante, o que por si só é positivo.

A necessidade de manter a integridade do processo levou a que o mesmo fosse questionado e a variabilidade medida apresenta valores que, embora não sejam suficientes para alterar o quadro clínico, podem induzir alterações aos resultados. A diminuição dos factores que possam criar dúvidas no processo de medição pode ser uma mais valia na redução da variabilidade. Contudo, outro factor que muito altera este resultado é a subjectividade intrínseca no processo que pode ser facilmente reduzida através da sistematização do mesmo. Esta sistematização pode passar pela determinação automática dos pontos necessários à realização dos ângulos e distâncias, bem como à limitação na interpretação das imagens.

Para bem compreender as medições das relações patelofemorais e a sua variabilidade e após a experiência adquirida ao longo da realização deste trabalho, há mais alguns factores que podem ser determinantes no resultado final. Esses factores podem alterar a medição e relacionam-se com a prestação do indivíduo e com as características intrínsecas ao *software*. Quanto ao indivíduo esses factores podem ser por exemplo o tempo disponível para a medição e o cansaço do indivíduo no momento da medição. No *software* seria interessante compreender se há alguma variação no resultado da medição quando se considera a resolução do ecrã em que a medição é efectuada.

Conclui-se com este trabalho que existe variabilidade no processo de medição das RPF por TC, cujos valores percentuais são significativos. Tal variabilidade não implica alterações ao diagnóstico, mas também não traduz o valor real da medição efectuada. Espera-se que este trabalho possa ser alicerce futuro para mais investigação e melhoria no processo de medição.

Bibliografia

- [1] R. Seeley, P. Tate, and T. D. Stephens, *Anatomy and Physiology*. McGraw-Hill College, 8 ed., 2008.
- [2] K. L. Moore and A. F. Dalley, *Clinically Oriented Anatomy*. 4 th ed., 1999.
- [3] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*. Netter Basic Science, Elsevier Health Sciences, 5th ed., 2010.
- [4] K. M. V. D. Graaff, *Human Anatomy*. McGraw-Hill Higher Education, 6 th ed., 2001.
- [5] R. Drake, A. W. Vogl, and A. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*. Churchill Livingstone, 2004.
- [6] J. Sobotta, R. Putz, R. Pabst, R. Putz, R. Pabst, and A. H. Weiglein, *Sobotta Atlas of Human Anatomy*. No. 2 in Atlas of human anatomy, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [7] E. A. Arendt and D. Dejour, "Patella instability: building bridges across the ocean a historic review," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, pp. 279–293, 2013.
- [8] P. Balcarek, J. Ammon, S. Frosch, T. Wald, J. Schutrumpf, K. Ferlemann, H. Linn, K. Sturmer, and K.-H. Frosh, "Magnetic resonance imaging characteristics of the medial patellofemoral ligament lesion in acute lateral patellar dislocations considering trochlear dysplasia, patella alta, and tibial tuberosity-trochlear groove distance," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 26, no. 26, pp. 926–935, 2010.
- [9] J. M. Stephen, P. Lumpaopong, A. L. Dodds, A. Williams, and A. a. Amis, "The effect of tibial tuberosity medialization and lateralization on patellofemoral joint kinematics, contact mechanics, and stability.," *The American journal of sports medicine*, vol. 43, no. 1, pp. 186–94, 2015.

- [10] A. Lion, A. Hoffmann, C. Mouton, D. Theisen, and R. Seil, "Risk factors for patellar dislocations: A narrative review," *Sports Orthopaedics and Traumatology Sport-Orthop'adie - Sport-Traumatologie*, vol. 32, no. 2, pp. 139–147, 2016.
- [11] E. A. Arendt, K. England, J. Agel, and M. A. Tompkins, "An analysis of knee anatomic imaging factors associated with primary lateral patellar dislocations," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, pp. 1–9, 2016.
- [12] L. Dei Giudici, D. Enea, L. Pierdicca, S. Cecconi, S. Ulisse, S. Arima, A. Giovagnoni, and A. Gigante, "Evaluation of patello-femoral alignment by CT scans: interobserver reliability of several parameters," *Radiologia Medica*, vol. 120, no. 11, pp. 1031–1042, 2015.
- [13] M. Berruto, P. Ferrua, G. Carimati, F. Uboldi, and L. Gala, "Patellofemoral instability: classification and imaging.," *Joints*, vol. 1, no. 2, pp. 7–14, 2013.
- [14] M. a. Tompkins and E. a. Arendt, "Patellar Instability Factors in Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstructions—What Does the Literature Tell Us?: A Systematic Review," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 6, no. 3, pp. 0–10, 2015.
- [15] B. Barbier-Brion, J. M. Lerais, S. Aubry, D. Lepage, C. Vidal, E. Delabrousse, M. Runge, and B. Kastler, "Magnetic resonance imaging in patellar lateral femoral friction syndrome (PLFFS): Prospective case-control study," *Diagnostic and Interventional Imaging*, vol. 93, no. 3, pp. 171–182, 2012.
- [16] A. S. Panni, S. Cerciello, N. Maffulli, M. Di Cesare, E. Servien, and P. Neyret, "Patellar shape can be a predisposing factor in patellar instability," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 19, no. 4, pp. 663–670, 2011.
- [17] N. Caplan, D. Lees, M. Newby, A. Ewen, R. Jackson, A. S. C. Gibson, and D. Kader, "Is tibial tuberosity–trochlear groove distance an appropriate measure for the identification of knees with patellar instability?," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 22, no. 10, pp. 2377–2381, 2014.
- [18] T. O. Smith, L. Davies, A. P. Toms, C. B. Hing, and S. T. Donell, "The reliability and validity of radiological assessment for patellar instability. A systematic review and meta-analysis," *Skeletal Radiology*, vol. 40, no. 4, pp. 399–414, 2011.
- [19] C. L. Camp, M. J. Heidenreich, D. L. Dahm, J. R. Bond, M. S. Collins, and A. J. Krych, "A simple method of measuring tibial tubercle to trochlear groove distance on MRI: description of a novel and reliable technique," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 3, pp. 879–884, 2016.
- [20] A. Ozgen, N. Tasdelen, and Z. F rat, "A new MRI grading system for chondromalacia patellae," *Acta Radiologica*, vol. 0, no. 0, pp. 1–8, 2016.

- [21] 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, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 9, pp. 3021–3028, 2016.
- [22] S. Otsuki, M. Nakajima, Y. Okamoto, S. Oda, Y. Hoshiyama, G. Iida, and M. Neo, "Correlation between varus knee malalignment and patellofemoral osteoarthritis," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 1, pp. 176–181, 2016.
- [23] T. A. R. Moreira, M. K. Demange, R. G. Gobbi, Z. Mustacchi, J. R. Pécora, L. E. P. Tírico, and G. L. Camanho, "Displasia da tróclea e instabilidade patelar em pacientes com síndrome de Down," *Revista Brasileira de Ortopedia*, vol. 50, no. 2, pp. 159–163, 2015.
- [24] A. C. Colvin and R. V. West, "Patellar instability," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 90, no. 12, pp. 2751–2762, 2008.
- [25] S. N. Schón, F. K. Afifi, H. Rasch, F. Amsler, N. F. Friederich, M. P. Arnold, and M. T. Hirschmann, "Assessment of in vivo loading history of the patellofemoral joint: a study combining patellar position, tilt, alignment and bone SPECT/CT," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 22, no. 12, pp. 3039–3046, 2014.
- [26] B. B. Hinckel, R. G. Gobbi, E. N. Kihara Filho, M. K. Demange, J. R. Pécora, M. B. Rodrigues, and G. L. Camanho, "Why are bone and soft tissue measurements of the TT-TG distance on MRI different in patients with patellar instability?," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, pp. 1–8, 2016.
- [27] M. J. Tuite, M. J. Kransdorf, F. D. Beaman, R. S. Adler, B. Amini, M. Appel, S. A. Bernard, M. E. Dempsey, I. B. Fries, B. S. Greenspan, B. Khurana, T. J. Mosher, E. A. Walker, R. J. Ward, D. E. Wessell, and B. N. Weissman, "ACR Appropriateness Criteria Acute Trauma to the Knee," *Journal of the American College of Radiology*, vol. 12, no. 11, pp. 1164–1172, 2015.
- [28] K. L. Bontrager and J. P. Lampignano, *Bontrager Manual Prático de Posicionamento Radiográfico*. Elsevier Health Sciences Brazil, 2014.
- [29] K. M. Crossley, "Patellofemoral pain," *Bmj*, vol. 48, pp. 1781–1786, 2016.
- [30] E. D. Frank, B. W. Long, and B. J. Smith, *Merrill's Atlas of Radiographic Positioning and Procedures*. Merrill's Atlas of Radiographic Positioning & Procedures: Workbook, Elsevier Mosby, 2007.
- [31] E. J. D. Bronzino, I. A. Cunningham, P. F. Judy, and I. A. Cunningham, "Cunningham, I. A., Judy, P. F. Computed Tomography," 2000.

- [32] A. Aroua, P. Schnyder, and R. Meuli, “Quality Initiatives Radiation Risk : What You Should Know to Tell Your Patient 1,” *Radiographics*, vol. 28, pp. 1807–1817, 2008.
- [33] L. Romans, 2013.
- [34] Siemens, “Computed Tomography Its History and Technology Innovations For People.”.
- [35] W. Hugo, “Overranging at Multi-section CT: An Underestimated Source of Excess Radiation Exposure 1,” *Radiographics*, vol. 30, pp. 1057–1067, 2010.
- [36] A. D. Perron, “How to Read a Head CT Scan,” in *Injuries to Bones and Organs*, ch. 69, pp. 753–764, 2008.
- [37] C. M. Anley, G. V. Morris, A. Saithna, S. L. James, and M. Snow, “Defining the Role of the Tibial Tubercle-Trochlear Groove and Tibial Tubercle-Posterior Cruciate Ligament Distances in the Work-up of Patients With Patellofemoral Disorders,” *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 5, pp. 1119–1125, 2015.
- [38] K. Izadpanah, E. Weitzel, M. Vicari, J. Hennig, M. Weigel, N. P. Sudkamp, and P. Niemeyer, “Influence of knee flexion angle and weight bearing on the Tibial Tuberosity-Trochlear Groove (TTTG) distance for evaluation of patellofemoral alignment,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 22, no. 11, pp. 2655–2661, 2014.
- [39] J. Dickschas, J. Harrer, T. Bayer, J. Schwitulla, and W. Strecker, “Correlation of the tibial tuberosity trochlear groove distance with the Q-angle,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 3, pp. 915–920, 2016.
- [40] M. Nandi, S. Deb, J. N. Pal, A. Tapadar, H. Roy, and C. Kar, “The ‘quadriceps angle’: Correlation between clinical and radiographic measurements from a study in North Bengal,” 2013.
- [41] D. Dornacher, H. Reichel, and T. Kappe, “Does tibial tuberosity–trochlear groove distance (tt–tg) correlate with knee size or body height?,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 9, pp. 2861–2867, 2016.
- [42] G. Seitlinger, G. Scheurecker, R. Hogler, L. Labey, B. Innocenti, and S. Hofmann, “Tibial Tubercle-Posterior Cruciate Ligament Distance: A New Measurement to Define the Position of the Tibial Tubercle in Patients With Patellar Dislocation,” *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 5, pp. 1119–1125, 2012.
- [43] C. L. Camp, M. J. Heidenreich, D. L. Dahm, M. J. Stuart, B. A. Levy, and A. J. Krych, “Individualizing the Tibial Tubercle - Trochlear Groove Distance: Patellar Instability Ratios That Predict Recurrent Instability,” *Am J Sports Med*, vol. 22, pp. 393–399, 2015.

- [44] C. Camathias, G. Pagenstert, U. Stutz, A. Barg, M. Muller-Gerbl, and A. M. Nowakowski, "The effect of knee flexion and rotation on the tibial tuberosity-trochlear groove distance," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 9, pp. 2811–2817, 2015.
- [45] P. Sadoghi, C. L. Camp, M. J. Stuart, a. J. Krych, B. a. Levy, J. R. Bond, M. S. Collins, and D. L. Dahm, "The Tibial Tubercle-Trochlear Groove Distance: Letter to the Editor," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 11, pp. NP51–NP52, 2013.
- [46] P. M. Tscholl, A. Antoniadis, T. J. Dietrich, P. P. Koch, and S. F. Fucen-tese, "The tibial tubercle trochlear groove distance in patients with trochlear dysplasia: the influence of the proximally flat trochlea," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, no. 9, pp. 2741–2747, 2014.
- [47] M. J. Heidenreich, C. L. Camp, D. L. Dahm, M. J. Stuart, B. A. Levy, and A. J. Krych, "The contribution of the tibial tubercle to patellar instability: analysis of tibial tubercle trochlear groove (TT-TG) and tibial tubercle posterior cruciate ligament (TT-PCL) distances," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, no. March 2016, 2015.
- [48] S. Demehri, G. K. Thawait, A. A. Williams, A. Kompel, J. J. Elias, J. A. Carrino, and A. J. Cosgarea, "Imaging characteristics of contralateral asymptomatic patellofemoral joints in patients with unilateral instability.," *Radiology*, vol. 273, no. 3, pp. 821–30, 2014.
- [49] R. A. Michael D. Charles, Sean Haloman, Lina Chen, Samuel R. Ward, Donald Fithian, "Magnetic Resonance ImagingâBased Topographical Differences Between Control and Recurrent Patellofemoral Instability Patients," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 41, pp. 374–384, 2013.
- [50] F. M. Buck, R. Guggenberger, P. P. Koch, and C. W. A. Pfirrmann, "Femoral and tibial torsion measurements with 3D models based on low-dose biplanar radiographs in comparison with standard CT measurements," *American Journal of Roentgenology*, vol. 199, no. 5, pp. 607–612, 2012.
- [51] T. a. Perini, G. L. de Oliveira, J. S. Ornelia, and F. P. de Oliveira, "Technical error of measurement in anthropometry," *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 11, pp. 81–85, 2005.
- [52] E. F. Harris and R. N. Smith, "Accounting for measurement error: A critical but often overlooked process," *Archives of Oral Biology*, vol. 54, no. SUPPL. 1, pp. 107–117, 2009.
- [53] R. Goto and C. G. N. Mascie-Taylor, "Precision of measurement as a component of human variation.," *Journal of physiological anthropology*, vol. 26, no. 2, pp. 253–256, 2007.

- [54] A. D. Bland J, “Measuring agreement in method comparison studies.,” *Statistical methods in medical research*, vol. 8(2), pp. 135–60, 1999.
- [55] S. M. Ross, “Introduction to Statistics,” *Introductory Statistics*, pp. 1–15, 2010.